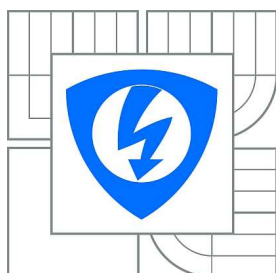


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

EXTERNÍ PULZNÍ GENERÁTOR PRO NEUROMODULACI

EXTERNAL PULSE GENERATOR FOR NEUROMODULATION

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

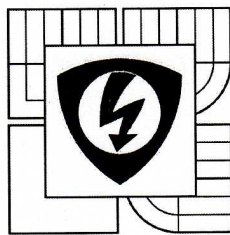
Bc. LUKÁŠ FLÍDR

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. MILAN CHMELAŘ, CSc.

BRNO 2011



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské a ekologické inženýrství

Student: Bc. Lukáš Flídr

Ročník: 2

ID: 98470

Akademický rok: 2010/11

NÁZEV TÉMATU:

Externí pulzní generátor pro neuromodulaci

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Pojednejte o možnostech potlačení trvalé bolesti. Zaměřte se zejména na elektrickou stimulaci organismu. Rozeberte možnosti testování vhodné posloupnosti elektrických impulsů, která se pak používá u implantabilních přístrojů. Stanovte základní požadavky na externí pulzní generátor pro neuromodulaci. Navrhněte jednoduchý externí generátor pro neuromodulaci s bateriovým napájením.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] HOUDEK M. a kolektiv: Neuromodulace, GRADA Publishing 2007.

[2] About Spinal Cord Stimulation. dostupné na:

<http://professional.medtronic.com/interventions/spinal-cord-stimulation/overview/index.htm>

Termín zadání: 1.10.2010

Termín odevzdání: 20.5.2011

Vedoucí práce: doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

Konzultanti diplomové práce:



prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

ABSTRAKT

ABSTRAKT PRÁCE V ČEŠTINĚ

Tato práce se zabývá léčbou chronické bolesti pomocí neuromodulace, kde se ve zkušební období používá externí generátor. V první části je vysvětlen princip vzniku a vedení bolesti, dále hlavní podstata neuromodulace. Jsou zde popsány možnosti potlačení chronické bolesti, kde se zabýváme především neurostimulací (stimulace elektrickým proudem). Pro lepší pochopení jsou uvedeny příklady použití neurostimulace, kde a při jakých problémech se používá. Protože se tato práce zabývá externím generátorem pro zkušební období (tzv. trial systém), jsou zde popsány možnosti testování elektrických impulsů, které se potom používají implantabilním generátorem IPG. Následně jsou zde popsány požadavky na takový externí generátor, které jsou důležité pro samotný návrh daného přístroje. Ten je nejprve navržen blokově, kde jsou popsány funkce jednotlivých částí (bloků) a poté je uveden celkový návrh externího generátoru pro neuromodulaci. Zkušební vzorek externího generátoru je prakticky vyroben a odzkoušen.

KLÍČOVÁ SLOVA

KLÍČOVÁ SLOVA V ČEŠTINĚ

Neuromodulace, neurostimulace, bolest, trial, elektrody, externí, generátor, programátor

ABSTRACT

ABSTRACT IN ENGLISH

This thesis deals with the treatment of chronic pain by using neuromodulation, where a external generator is used in a trial period. In the first section the principle of pain management is described and then the main nature of neuromodulation. The possibilities of chronic pain suppression are described, where we are mainly dealing with neurostimulation (stimulation with electric current). For better understanding, examples of neurostimulation usage are shown, where and in what problems it is used. Because this work deals with an external generator for a trial period (a trial system), the possibilities of testing electric impulses are described, which are then used in a implantable generator IPG. The requirements for such a external generator are also described, which are important for the design of such a device. The design of the device is firstly modeled by a block scheme, where function of the separate blocks is described and afterwards, the entire design of the external generator for neuromodulation is given. The test sample of the external generator is manufactured and tested.

KEYWORDS

KEYWORDS IN ENGLISH

Neuromodulation, neurostimulation, pain, trial, electrodes, external, generator, programmer

FLÍDR, L. *Externí pulzní generátor pro neuromodulaci*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 68 s., 9 s. příloh. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že moji diplomovou práci na téma Externí pulzní generátor pro neuromodulaci jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujícího autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 20. května 2011

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce doc. Ing. Milanu Chmelařovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 20. května 2011

.....
podpis autora

Obsah

OBSAH	6
SEZNAM OBRÁZKŮ	8
SEZNAM TABULEK	9
1 ÚVOD.....	10
2 ÚVOD DO PROBLEMATIKY	10
2.1 VZNIK A VEDENÍ BOLESTI	10
2.2 DĚLENÍ BOLESTI PODLE JEJÍHO VZNIKU A TRVÁNÍ	13
2.2.1 <i>Akutní bolest</i>	13
2.2.2 <i>Chronická bolest</i>	13
2.2.3 <i>Nociceptivní bolest</i>	14
2.2.4 <i>Neuropatická bolest</i>	14
2.3 CO JE NEUROMODULACE A JEJÍ PODSTATA.....	15
3 MOŽNOSTI POTLAČENÍ TRVALÉ CHRONICKÉ BOLESTI	16
3.1 NEUROMODULACE POMOCÍ APLIKACÍ LÉČIV	17
3.2 NEUROSTIMULACE ELEKTRICKÝM PROUDEM	18
4 POUŽITÍ NEUROSTIMULACE.....	20
5 MOŽNOSTI TESTOVÁNÍ POSLOUPNOSTI ELEKTRICKÝCH IMPULSŮ ..	22
6 POŽADAVKY NA EXTERNÍ GENERÁTOR PRO NEUROMODULACI	22
7 NÁVRH BLOKOVÉHO SCHÉMA EXTERNÍHO GENERÁTORU.....	24
7.1 BATERIE	24
7.2 MĚNIČ NAPĚTÍ	25
7.3 DOPLŇUJÍCÍ BLOKY K NAPÁJENÍ	25
7.4 ŘÍDÍCÍ JEDNOTKA	25
7.5 VÝBĚR A INDIKACE STIMULAČNÍHO PROGRAMU	26
7.6 KOMUNIKACE S PC	26
7.7 D/A PŘEVODNÍK.....	26
7.8 KONCOVÝ STUPEŇ.....	26
8 HARDWAROVÉ ŘEŠENÍ A NÁVRH NEUROSTIMULÁTORU	27
8.1 NAPÁJENÍ	27
8.1.1 <i>Baterie</i>	27
8.1.2 <i>Zvyšující měnič</i>	28
8.1.3 <i>Invertor napětí</i>	31
8.1.4 <i>Indikace napájení</i>	32
8.2 INDIKACE NÍZKÉHO STAVU NAPĚTÍ BATERIE	32
8.3 ŘÍDÍCÍ JEDNOTKA – MIKROPROCESOR.....	36
8.4 VÝBĚR A INDIKACE STIMULAČNÍHO PROGRAMU	39
8.5 SPOJENÍ A KOMUNIKACE S PC	40
8.5.1 <i>Rozhraní RS232</i>	40
8.5.2 <i>Generátor hodin</i>	41
8.5.3 <i>„Monitor a User mode“</i>	42
8.6 D/A PŘEVODNÍK.....	42
8.7 KONCOVÝ STUPEŇ.....	44

8.8	REALIZACE EXTERNÍHO GENERÁTORU	46
9	SOFTWAREVÉ ŘEŠENÍ.....	47
9.1	NÁVRH A POPIS PROGRAMU	47
9.2	NASTAVENÍ ŠÍŘKY IMPULSŮ	48
9.3	NASTAVENÍ PERIODY IMPULSŮ	50
10	ZÁVĚR	55
	LITERATURA	56
	SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK.....	59
	SEZNAM PŘÍLOH	59

Seznam obrázků

OBR. 1 UKÁZKA VEDENÍ AFERENTNÍCH VLÁKEN (C, A) DO MÍCHY A ROZDĚLENÍ ZÓN V MÍŠE [1]	11
OBR. 2 DRÁHY BOLESTI VEDENÉ Z MÍCHY DO MOZKU [1].....	12
OBR. 3 UKÁZKA KOŽNÍCH OKRSKŮ (DERMATOMY) NA LIDSKÉM TĚLE [1].....	15
OBR. 4 UKÁZKA EPIDURÁLNÍHO A SUBARACHNOIDÁLNÍHO PROSTORU (2-EPIDURÁLNÍ PROSTOR, 3-KOŘENY MÍŠNÍCH NERVŮ, 4-TVRDÁ PLENA, 5-SUBARACHNOIDÁLNÍ PROSTOR, 6-MÍCHA) [1]	17
OBR. 5 UKÁZKA IMPLANTABILNÍ PROGRAMOVATELNÉ PUMPY, PACIENTSKÉHO PROGRAMÁTORU A UMÍSTĚNÍ PUMPY V TĚLE PACIENTA [13].....	17
OBR. 6 UKÁZKA DVOU IPG NEUROSTIMULÁTORŮ (GENERÁTORŮ), RESTOREULTRA JE PRO 1 ELEKTRODU, KINETRA PRO 2 ELEKTRODY [13]	19
OBR. 7 UKÁZKA PERKUTÁNNÍ IMPLANTABILNÍ ELEKTRODY [1].....	19
OBR. 8 UKÁZKA CHIRURGICKÉ IMPLANTABILNÍ ELEKTRODY S OSMY KONTAKTY (TZV. OKTALOVÉ) [1].....	19
OBR. 9 UKÁZKA LÉKAŘSKÉHO PROGRAMÁTORU A PACIENTSKÉHO PROGRAMÁTORU (VPRAVO) [13]	20
OBR. 10 UMÍSTĚNÍ IPG V TĚLE PACIENTA A JEHO PROPOJENÍ S ELEKTRODAMI [10], RTG SNÍMEK DVOU IMPLANTOVANÝCH ELEKTROD (VIZ. ŠIPKA) A IPG [1]	21
OBR. 11 BLOKOVÉ SCHÉMA EXTERNÍHO GENERÁTORU PRO NEUROMODULACI.....	24
OBR. 12 PŘÍKLAD ZAPOJENÍ KOMPARÁTORU	25
OBR. 13 POROVNÁNÍ SAMOVOLNÉHO VYBÍJENÍ BATERIE ENELOOP S BĚŽNÝMI AKUMULÁTORY A UKÁZKA DANÉHO AKUMULÁTORU ENELOOP [20].....	27
OBR. 14 PRŮBĚH NAPĚTÍ NA AKUMULÁTORU, POROVNÁNÍ ENELOOP S BĚŽNOU NIMH BATERIÍ [20].....	28
OBR. 15 ZAPOJENÍ ZVYŠUJÍCÍHO MĚNIČE LT1111	28
OBR. 16 VNITŘNÍ ZAPOJENÍ MĚNIČE LT1111 [22].....	30
OBR. 17 ZAPOJENÍ INVERTORU NAPĚTÍ [23].....	32
OBR. 18 ZAPOJENÍ INDIKACE NAPÁJENÍ.....	32
OBR. 19 ZAPOJENÍ KOMPARÁTORU V OBVODU LT1111 [22]	33
OBR. 20 ZAPOJENÍ OBVODU PRO ZMĚNU ÚROVNĚ Z KOMPARÁTORU A OBVODU TS555 JAKO BLIKAČ.....	34
OBR. 21 CELKOVÉ ZAPOJENÍ NAPÁJENÍ SPOLU S INDIKACÍ NÍZKÉHO NAPĚTÍ.....	35
OBR. 22 KONTROLA OBVODU NAPÁJENÍ A INDIKACE NÍZKÉHO NAPĚTÍ.....	36
OBR. 23 UKÁZKA POUZDRA A VÝVODŮ MCU [26]	37
OBR. 24 UKÁZKA PROGRAMOVACÍHO MODELU [26].....	38
OBR. 25 VNITŘNÍ ZAPOJENÍ MCU [26].....	38
OBR. 26 ZAPOJENÍ VOLBY A INDIKACE PROGRAMU	39
OBR. 27 ZAPOJENÍ KOMUNIKACE MCU S PC, ROZHRANÍ RS232 [27]	40
OBR. 28 ZAPOJENÍ EXTERNÍHO GENERÁTORU HODIN [27]	41
OBR. 29 VNITŘNÍ ZAPOJENÍ OBVODU 74HC04 [29]	41
OBR. 30 PROPOJENÍ PROPOJEK NA PŘÍSTROJI – MONITOR MODE A USER MODE, ZELENÁ - PROPOJENO, ČERVENÁ-NEPROPOJENO	42
OBR. 31 VNITŘNÍ ZAPOJENÍ D/A PŘEVODNÍKU [30]	43
OBR. 32 ZAPOJENÍ REFERENČNÍHO ZDROJE A D/A PŘEVODNÍKU K MCU.....	44
OBR. 33 ZAPOJENÍ KONCOVÉHO STUPNĚ K D/A PŘEVODNÍKU [30].....	45
OBR. 34 PRAKTICKÉ ODZKOUŠENÍ KONCOVÉHO STUPNĚ	45
OBR. 35 UKÁZKA A POPIS STIMULAČNÍCH IMPULZŮ Z NAŠEHO GENERÁTORU (τ -ŠÍŘE IMPULZU, T- PERIODA OPAKOVÁNÍ IMPULZŮ, U_{AMP} - AMPLITUDA IMPULZU).....	46
OBR. 36 VYROBENÝ VZOREK EXTERNÍHO GENERÁTORU	46
OBR. 37 VÝVOJOVÝ DIAGRAM PROGRAMU.....	47

OBR. 38 VÝVOJOVÝ DIAGRAM PROGRAMU A, B	48
OBR. 39 POPIS PRŮBĚHU IMPULSŮ PRO NASTAVENÍ FREKVENCE.....	50
OBR. 40 UKÁZKA STIMULAČNÍCH IMPULSŮ – ŠÍŘE IMPULSU $60\mu s$	51
OBR. 41 UKÁZKA STIMULAČNÍCH IMPULSŮ – ŠÍŘE IMPULSU $120\mu s$	52
OBR. 42 UKÁZKA STIMULAČNÍCH IMPULSŮ – ŠÍŘE IMPULSU $450\mu s$	52
OBR. 43 UKÁZKA STIMULAČNÍCH IMPULSŮ S NASTAVENOU FREKVENCÍ – ŠÍŘE IMPULSU $450\mu s$, FREKVENCE NASTAVENA NA $150Hz$	53
OBR. 44 UKÁZKA STIMULAČNÍCH IMPULSŮ S NASTAVENOU FREKVENCÍ – ŠÍŘE IMPULSU $120\mu s$, FREKVENCE NASTAVENA NA $50Hz$	53
OBR. 45 UKÁZKA STIMULAČNÍCH IMPULSŮ S NASTAVENOU FREKVENCÍ – ŠÍŘE IMPULSU $240\mu s$, FREKVENCE NASTAVENA NA $20Hz$	54

Seznam tabulek

TABULKA 1 VÝBĚR DANÉHO MÓDU, L-LOG. 0, H-LOG. 1, X-VOLITELNÝ [30].....	42
TABULKA 2 BIPOLÁRNÍ (BINÁRNÍ) KÓDY [30]	43
TABULKA 3 POČET CYKLŮ PRO NASTAVENÍ POŽADOVANÉ ŠÍŘKY IMPULSU.....	49

1 Úvod

Jedním z problémů lidstva je bolest, která může být překážkou normálního života. Dokáže člověka vyřadit z běžného žití jako je práce, koníčky a různé aktivity. Tyto problémy nám způsobuje převážně trvalá chronická bolest, proto se dnešní medicína zabývá metodami, které tuto bolest dokážou potlačit.

Úkolem tohoto projektu je pojednat o možnostech potlačení právě této trvalé chronické bolesti a navrhnout přístroj k tomu určený. V dnešní době se používají zejména dvě metody pro potlačení chronické bolesti, a to pomocí aplikací léků nebo aplikací elektrických impulsů. Obě tyto metody se nazývají neuromodulace. V práci jsou uvedeny také informace o vzniku bolesti, její vedení a již zmiňovaná léčba neuromodulací. Zaměřeno je zejména na potlačení bolesti elektrickým proudem, která se jinak nazývá neurostimulace. V současné době se neuromodulace (neurostimulace) používá v mnoha medicínských oborech (kardiologie, neurologie, urologie,...), a proto je nedílnou součástí dnešní medicíny.

Neurostimulace je nejčastějším neuromodulačním výkonem, proto je v projektu uvedeno také její možné nejčastější použití při léčbě bolesti nebo jiných možných problémů. Asi nejčastějším zákrokem je míšní stimulace, stimulace mozkové kůry, hloubková mozková stimulace a periferní nervová stimulace.

Jedním z nejdůležitějších aspektů pro správnou funkci neurostimulace je správné odzkoušení zavedených elektrod a vybrání správné posloupnosti elektrických impulsů před samotnou implantací implantabilního generátoru do těla pacienta. Optimální uložení stimulačních elektrod a vybrání nejvhodnější posloupnosti elektrických impulsů se provádí na sále a pak v takzvaném zkušebním období. Podrobnosti o možnosti testování vhodné posloupnosti elektrických impulsů je také pojednáno dále v této práci.

Na vybírání dané posloupnosti elektrických impulsů se podílí také pacient, který vlastní daný externí pulzní generátor. Jsou zde stanoveny požadavky na takovýto generátor a je zde uvedeno jeho blokové schéma. Dále je rozebrán a uveden celkový návrh externího pulzního generátoru. Tento generátor není pouze navržen, ale také vyroben. Jedná se o jednoduchý externí generátor, který obsahuje dva stimulační programy. Ty lze měnit přeprogramováním pomocí PC, kde můžeme měnit jednotlivé parametry stimulačních impulsů (šíře, frekvence). Tento generátor se následně používá v již zmíněném zkušebním období.

Neuromodulační systémy a neuromodulace jako taková se rozšiřují a zlepšují až v posledních letech. Dá se předpokládat, že jejich opodstatnění při léčbě různých chorob, zejména chronické bolesti, se bude do budoucna stále zvyšovat. Jejich hlavními úkoly je zlepšit pacientův fyzický, ale také převážně psychický stav. Díky těmto metodám se pacient dokáže i vrátit zpět do běžného aktivního života a může tak prožít aktivní a plnohodnotný život.

2 Úvod do problematiky

V této práci se zabýváme neuromodulací (neurostimulací), která se potom používá pro léčbu trvalé chronické bolesti. Pro lepší pochopení působení této metody si popíšeme a vysvětlíme vznik a vedení bolesti nervovým a centrálním systémem, dále potom rozdělení bolesti podle určitých vlastností.

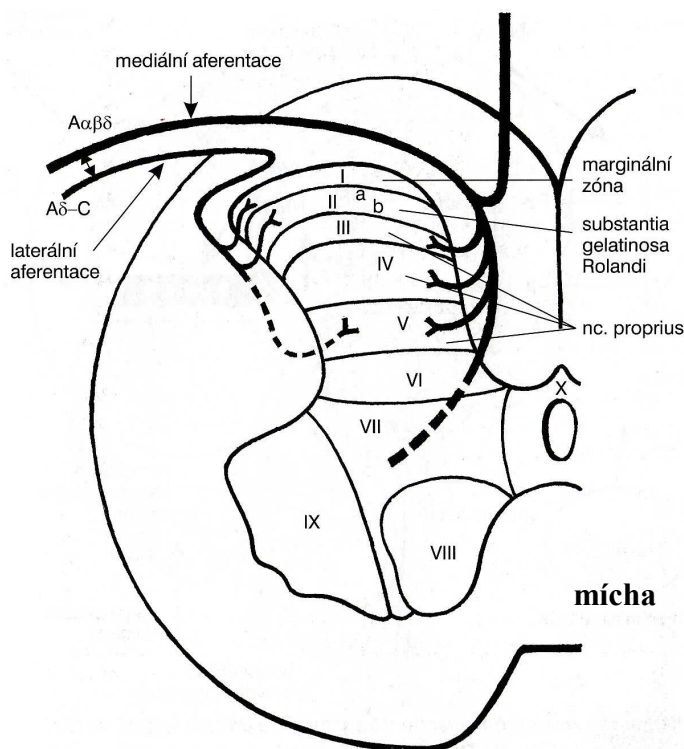
2.1 Vznik a vedení bolesti

Bolest je nepříjemný pocit a vjem, který patří k základním a důležitým příznakům onemocnění. Biologický smysl bolesti je, aby upozornila na vznikající chorobu, poškození

Citlivost a chápání bolesti nám umožňují nervy rozmístěné po celém těle (tzv. nervová soustava). Všechny nervy jsou vedeny do jednoho centrálního nervu nazývaného mícha. Mícha je uložena ve středu páteře, která nám obstarává ochranu proti jejímu poškození. Samostatná mícha pak vede do mozku, jejímž úkolem je přivodit informace (například o bolesti) do centra myšlení a chápání. Mícha společně s mozkem tvoří tzv. centrální nervový systém

V dnešní době je bolest vnímána různými typy receptorů (senzorů). Jsou to především volná nervová zakončení, vysokoprahové mechanoreceptory a polymodální receptory [1].

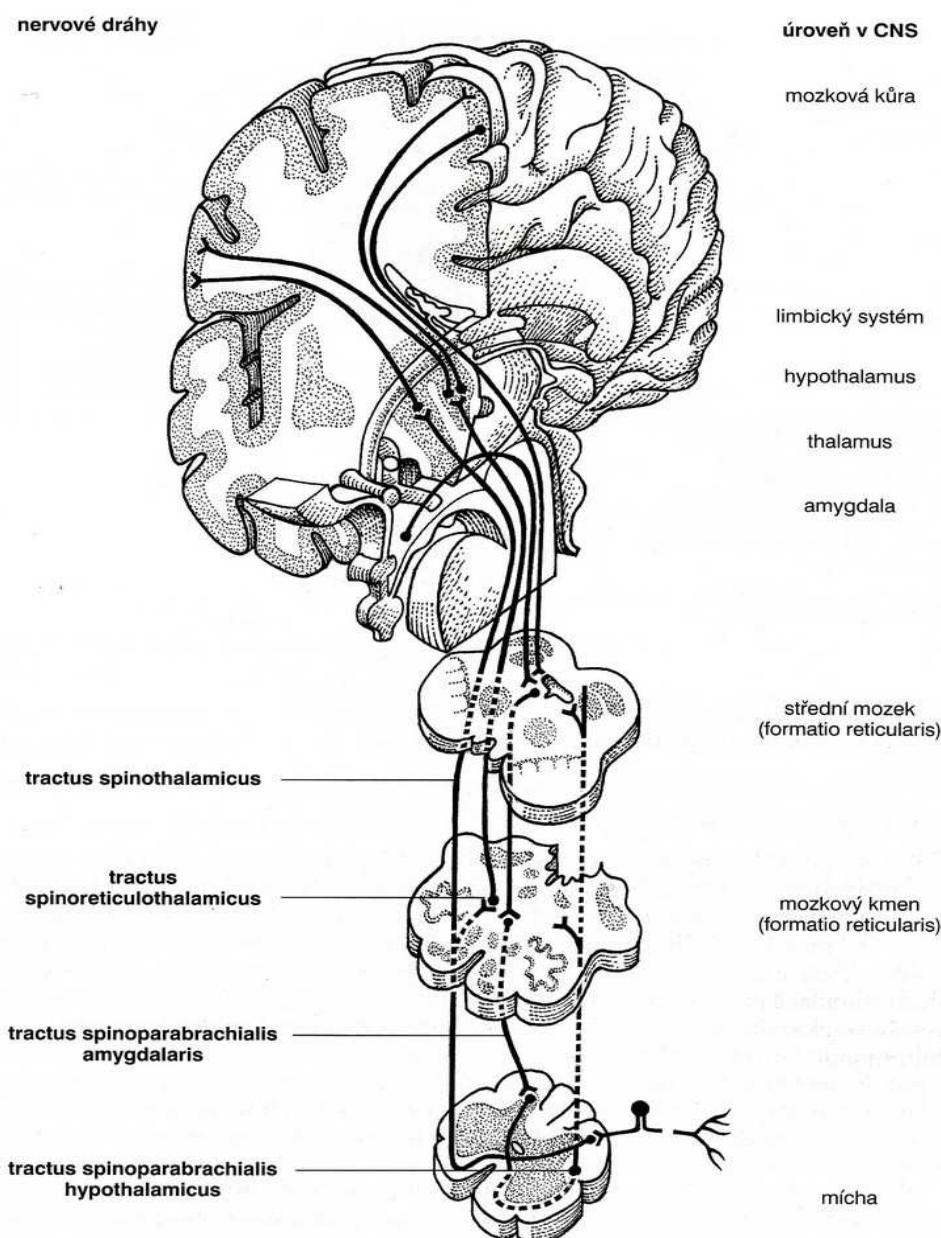
- **Volná nervová zakončení** jsou za normálních okolností v klidu a aktivují se pouze bolestivým drážděním. Jsou tvořena zduřenými konečky primárních aferentních vláken C (Obr. 1).
- **Vysokoprahové mechanoreceptory** jsou druhými nociceptory, které vnímají bolestivě nadprahové mechanické dráždění. Informace jsou vedeny aferentními vlákny C, A δ i A α (Obr. 1).
- **Polymodální receptory** reagují bolestivě při snížení nebo naopak při zvýšení teploty. Receptory působí v určitém rozmezí normálně, jakmile toto rozmezí je překročeno, začneme vnímat bolest. [1]



Obr. 1 Ukázka vedení aferentních vláken (C, A) do míchy a rozdělení zón v míše [1]

Na všechny receptory působí několik dalších mechanismů, které bolest zvyšují nebo snižují. Jsou to přímo působící různé ionty látek (např. draslík), potom vazodilatační látky (bradykinin, histamin), různé zánětlivé mechanismy a senzitivace nociceptorů (snižování prahu bolesti).

Vlákna přivádějící informaci o bolesti do zadních rohů míšních mají různou rychlost vedení informace, záleží pouze, zda jsou myelinizovaná nebo nikoliv. Bolest je vedena především pomalými nemyelinizovanými vlákny C (rychlost vedení 0,5-3,5m/s) a málo myelinizovanými vlákny A δ (rychlost vedení 5-14m/s). Bolest vedoucí A δ vlákny má charakter jasné bolesti, zatímco vlákna C přenáší tupé a nejasné bolesti. Všechny tyto vlákna jsou vedeny do již zmiňovaných zadních rohů míšních, jinak označované Rexedovy zóny (označovány I, II, III,...X – viz Obr. 1). Aby se signály dostaly do vyšších nervových center, musí projít přes již zmiňované zóny (brány). V těchto branách dochází k jisté modulaci signalizace bolesti, a to buď k jejímu zvýšení (snížení prahu bolesti) nebo snížení (zvýšení prahu bolesti) [1],[5].



Obr. 2 Dráhy bolesti vedené z míchy do mozku [1]

V samotné míše je informace (bolest) přenášena glutamátovými receptory, které označujeme jako NMDA (N-methyl-D-asparátové) a AMPA receptory (kyseliny aminopropionové). Při jejich podráždění dochází k senzitivizaci (zcitlivění). Aktivita těchto receptorů může být potlačena například estrogeny, které mohou tlumit hlavně NMDA receptory. V míše vede několik drah, které vedou bolest přímo do určité části mozku. První dvě dráhy vedou senzorio-diskriminační bolest, jedná se o spinotalamickou (tractus spinothalamicus) a spinoretikulotalamickou (tractus spinoreticulothalamicus) dráhu (Obr. 2). Dráhy nazývané tractus spinoparabrachialis amygdalaris a tractus spinoparabrachialis hypothalamicus vedou emočně-afektivní složku bolesti. Obě dráhy vedou přes jádro mozkového kmene, ale každá z nich vede někam jinam. První končí už v amygdale a druhá pokračuje až do hypothalamusu (Obr. 2) [1], [5].

2.2 Dělení bolesti podle jejího vzniku a trvání

Bolest můžeme rozdělit podle délky trvání a také podle jejího vzniku. Dle délky trvání dělíme bolest na akutní a chronickou, z patofyziologického pohledu (vznik bolesti) můžeme rozdělit bolest na dva druhy. Jedná se o neuropatickou a nociceptivní bolest. Neurostimulace (použití elektrických impulsů) se používá spíše při léčení neuropatické chronické bolesti, neuromodulace pomocí aplikovaných léčiv je vhodnější u chronické bolesti nociceptivního původu [6].

2.2.1 Akutní bolest

Je to bolest, která má krátkou dobu trvání a obvykle má zjevné příčiny. Tento typ bolesti obecně vzniká v periferním nervovém systému, ale je zpracovávána v mozku (centrálním nervovým systémem). Akutní bolest funguje jako signál upozorňující na možné poškození nebo jeho blízkost možného poškození. V podstatě je to fyziologická odezva na nepříznivé a škodlivé podmínky, které způsobují bolest.

Podměty mohou mít různou podobu, může to být mechanický (například fraktura kosti), tepelný (například při popálení) nebo chemický podmět (vzniká například při zánětlivé reakci v těle během akutního onemocnění – bolest svalů během chřipky) [7].

2.2.2 Chronická bolest

Bolest, která je často nezávislá na původní příčině bolesti. Příčina dané bolesti již nemusí existovat, ale podrážděné (přecitlivělé) nervy stále signalizují mozku bolest. Mohou existovat případy, kdy bolest ještě existuje a nemůže být vždy léčena nebo odstraněna. V tomto případě se jedná o trvalou a nevléčitelnou nemoc (chronická bolest). Taková bolest trvá o mnoho déle než běžná akutní bolest, někdy může trvat do konce života. V tomto případě bolest ztrácí svoji varovnou funkci. Lze říci, že neléčená chronická bolest může vyvolávat tzv. vleklost bolesti. To má za následek, že podmínky u neléčené bolesti vyvolávají další odezvy v podobě bolesti. Proto se chronická bolest léčí mnohem obtížněji než akutní bolest a měla by se považovat za samostatné onemocnění [7].

2.2.3 Nociceptivní bolest

U této bolesti mají významnou roli tzv. nociceptory. Jsou to receptory senzorických neuronů umístěné v kůži, na sliznici nebo ve vnitřních orgánech. Bolest vzniká právě aktivací těchto nociceptorů různými podměty, jako jsou různá zranění, neprokrvení, atd. Každý typ nociceptorů vnímá jiný druh škodlivého podmětu [8], [9]:

- Termální nociceptory – aktivovány škodlivým teplem, chladem
- Mechanické nociceptory – aktivovány nadměrným tlakem, deformací
- Chemické nociceptory – citlivé na chemické látky

Bolest začneme vnímat, pokud jsou nociceptory stimulovány a přenášejí signály senzorickými neurony do míchy. Signály jsou potom dále posílány do hypotalamu, kde dochází k vnímání bolesti [8].

U této bolesti je výhodou, že většinou známe polohu a příčinu vzniku na rozdíl od neuropatické bolesti. Úkolem této bolesti je, aby nás upozorňovala, že je něco v nepořádku. Působí jako alarm upozorňující na hrozící nebo probíhající poškození tkáně [5], [9]. Tuto bolest lze dále rozdělit na viscerální a somatickou.

- **Viscerální bolest** vzniká ve vnitřních orgánech tělesných dutin jako je břicho (játra, ledviny,...), hrudník (srdce, plíce) a pánev (močový měchýř,...). Projevuje se jako tupé, tlakové, pálivé bolesti a někdy může mít charakter koliky nebo křeči [5], [8].
- **Somatická bolest** vzniká ve svalch, kostech, šlachách nebo krevních cévách. Obvykle se projevuje jako ostrá bolest a je dobře lokalizovatelná [8].

2.2.4 Neuropatická bolest

Tato bolest vzniká při poškození centrálního nebo periferního systému. Na rozdíl od nociceptivní bolesti vzniká bez zjevného bolestivého podmětu. Je důsledkem strukturální nebo funkční adaptace nervového systému na prodělané poškození a vzniká při dysfunkci nervových buněk. Toto poškození může být lokalizováno periferně, tak i centrálně a zmiňovaná bolest už nemá pro nás žádný význam, protože nemá biologickou a obranou funkci [8], [9].

Neuropatická bolest může vzniknout v důsledku poškození nervového systému, a to jakýmkoliv mechanismem a na kterémkoliv místě. Tím se myslí, že může vzniknout v nervech, nervových kořenech, míše a dokonce i v mozku [9].

- **Periferní neuropatie** – periferní nervy nefungují správně, obvykle vzniká při poranění nebo v průběhu choroby, jako diabetes (ztráta funkce nervu). Často začíná v rukou, chodidlech.
- **Fantomová bolest končetin** – pocit bolesti končetiny, kterou pacient už nemá, bolest bývá hlášena např. po amputaci končetiny.
- **Chronická centrální neuropatická bolest** – po traumatickém poranění míchy nebo dokonce onemocnění samotného mozku (např. po mrtvici) [8].

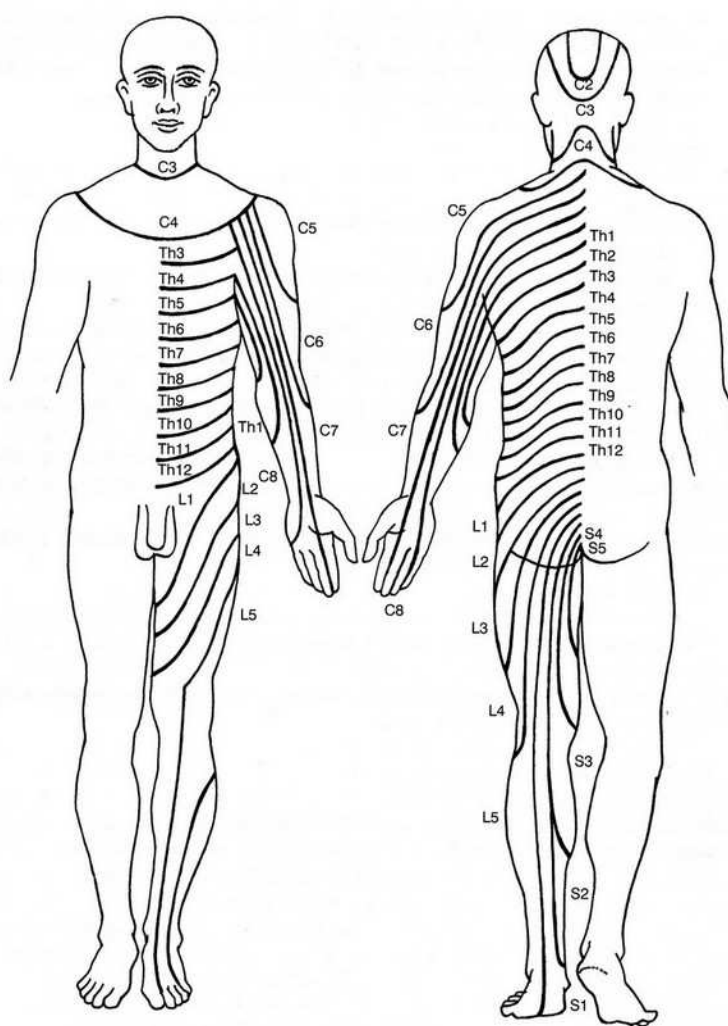
Typickým charakteristickým prvkem je bodavá, pálivá, řezavá, vystřelující a ostrá bolest. Jak už bylo řečeno, vzniká bez zjevné příčiny a typicky se vyskytuje v noci a v klidu. Další negativní vlastností je to, že může trvat neomezeně dlouho (až do konce života) a s postupem času se může stupňovat [9].

2.3 Co je neuromodulace a její podstata

Neuromodulace jsou nepoškozující a vratné metody, které mají minimální vedlejší účinky. Jsou to metody, které zajišťují pacientům úlevu od chronické bolesti (i jiných problémů), snižují spotřebu léků, zlepšují funkčnost pacientů a zvyšují možnost vrátit se zpět do normálního plnohodnotného života [4].

Neuromodulace je jeden z obecných termínů, kterými označujeme invazivní chirurgické postupy. Všechny tyto postupy mají společné to, že pomocí implantovaného zařízení dochází farmakologickou (aplikace látek) nebo fyzikální (stimulace elektrickým proudem) cestou k ovlivnění centrálního nebo periferního systému. Takto používaná metoda zajišťuje nedestruktivní a reverzibilní léčbu jinak neléčitelné chronické bolesti a jiných problémů [10].

Pro stimulaci centrálního nervového systému se nejčastěji používá míšní stimulace. U této stimulaci se stimulují dráhy vedené do talamu (thalamus). Stimulovaná dráha se nazývá spinotalamická (tractus spinothalamicus). Lze říci, že elektrická stimulace působí na principu blokování bolestivých impulsů, které vedou do mozku. V tomto případě se jedná o stimulaci elektrickým proudem. Navíc při této metodě se uvolňují různé látky, které obsazují receptory bolesti, a tím danou bolest mírně také. Jedná se o opioidní látky, jako jsou například endorfiny a enkefaliny [11]. Opioidní látky se potom používají pro neuromodulaci pomocí aplikací léčiv (morfium, dolsin,...).



Obr. 3 Ukázka kožních okrsků (dermatomy) na lidském těle [1]

Pro stimulaci je důležité vědět, jaká část (kde se nachází bolest) má být stimulována. Poté se zavádí elektroda (přívod impulsů) nebo katétr (přívod léčiv) na požadované místo. K tomu slouží takzvané kožní okrsky (dermatomy, viz Obr. 3), které jsou inervovány z jednotlivých míšních nervů. Jednotlivé dermatomy pokrývají určitou část lidského těla. Pokud budeme chtít stimulovat například dolní končetinu, musíme zavést elektrodu na úroveň L2-L4, L5-S2 a pro horní končetinu C5-Th12 [1].

3 Možnosti potlačení trvalé chronické bolesti

Léčba chronické trvalé bolesti je velmi obtížná a velmi zdoluhavá. Existuje mnoho způsobů jak léčit chronickou bolest, a to od nejjednodušších způsobů (pohyb, rehabilitace) až po ty nejsložitější (neuromodulace). Neléčení takové bolesti vede k fyzickému a psychickému utrpení. Možné způsoby léčby chronické bolesti [12]:

- Pohyb (cvičení)
- Běžná analgetika
- Fyzikální terapie – rehabilitace, akupunktura
- Silnější analgetika, adjuvantní léky, alternativní přístupy
- Nervové blokády – somatických a sympatických nervů
- Psychologické přístupy – ovlivnění pacienta
- Operační přístupy – korektivní chirurgie
- Speciální přístupy – cílené obstruktory
- Opioidy (i dlouhodobě)
- **Neuromodulace** – stimulace (míchy, nervů,...) elektrickým proudem
- **Neuromodulace** – intraspinální aplikace léků (opioidů)

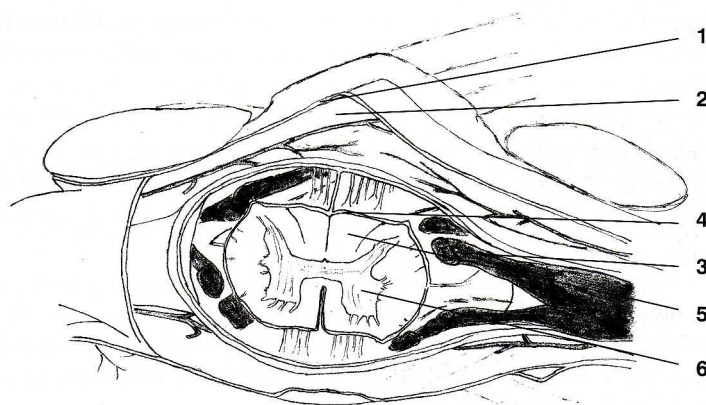
V tomto projektu bude navrhován externí generátor pro neuromodulaci, který je využíván právě pro léčbu této nemoci, proto se zaměříme právě na tuto metodu (neuromodulace). Neuromodulace se používá pro léčbu bolestivých stavů, kde invazivní terapie už nezabírají nebo jsou zatíženy velkými vedlejšími účinky. Pro úspěšnou léčbu touto technikou je velmi důležité, aby byla provedena přesná diagnóza, zjištěna etiologie bolesti a určen typ (neuropatická,...) této bolesti. Důležité pro správnou léčbu neuromodulační technikou je, aby se kombinovala s podpůrnými metodami jako je rehabilitace, psychoterapie, atd. [4], [12].

Neuromodulační techniky jsou velmi výhodné v tom, že zajišťují nejenom úlevu od bolesti, ale také snižují spotřebu léků, zlepšují funkčnost nemocného a zvyšují možnost návratu k plnohodnotnému životu. Postup provádění neuromodulačního zákroku [12]:

1. Výběr vhodného pacienta
2. Příprava pacienta a schválení použití neuromodulační techniky
3. Perioperační otestování a provedení zkušebního období (použití našeho generátoru)
4. Kompletní implantace neuromodulačního systému do těla pacienta
5. Následuje péče o pacienta po zavedení daného systému

3.1 Neuromodulace pomocí aplikací léčiv

Tato metoda se používá spíše pro léčbu nociceptivní bolesti. Princip této metody spočívá v aplikaci léčivé látky (opioidy, morfin, hydromorfon, atd.) do epidurálního nebo více používaného subarachnoidálního prostoru (viz Obr. 4). Oba tyto prostory se nacházejí v blízkosti míchy. Aplikace léčivé látky na požadované místo probíhá tzv. katétrem (malá trubička). Dávkování a přívod látky zajišťují implantabilní infúzní pumpy – pumpa s konstantní rychlostí a programovatelná infúzní pumpa [1], [4].



Obr. 4 Ukázka epidurálního a subarachnoidálního prostoru (2-epidurální prostor, 3-kořeny míšních nervů, 4-tvrdá plena, 5-subarachnoidální prostor, 6-mícha) [1]

Implantabilní pumpa (viz Obr. 5) je implantována do podkoží pacienta a slouží jako dávkovač léčivé látky. Pokud je daná pumpa programovatelná, dávkování probíhá podle zvoleného programu, který zvolí lékař. Pacient si pak může pomocí patientského programátoru (Obr. 5) zvýšit či snížit dávkování v určitém povoleném rozsahu od lékaře. Velkou výhodou této metody je snížení používaných látek oproti ústní aplikaci.



Obr. 5 Ukázka implantabilní programovatelné pumpy, patientského programátoru a umístění pumpy v těle pacienta [13]

3.2 Neurostimulace elektrickým proudem

Touto technikou se léčí spíše neuropatické bolesti, ale existují případy léčby smíšené bolesti, kde je obsažena nociceptivní i neuropatická složka (např. failed back surgery syndrome FBSS).

Neurostimulace využívá ovlivnění přenosu bolesti stimulací nervových tkání nebo jiných struktur pomocí elektrického proudu. Využívá se nízkonapěťová elektrická stimulace míchy, mozku a nervů. Při stimulaci dochází k blokování přenosů bolestivých nervových signálů, které vedou informaci přímo do mozku. Elektrická stimulace tohoto typu se používá na různých nervových úrovních (centrální nervový systém, periferní nervový systém). Elektrickým proudem se stimulují [1], [12]:

- Podkožní nervy
- Periferní nervy
- Zadní provazce nebo kořeny míchy
- Mozková kůra nebo hluboké struktury mozku

Asi nejpoužívanější metoda je míšní stimulace. Princip metody spočívá v zavedení elektrody (elektrod) do epidurálního prostoru (Obr. 4) do požadované úrovně a polohy. Pomocí generátoru přivádíme elektrické impulsy o určité amplitudě a frekvenci do elektrod, které stimulují požadované místo.

Samotná implantace neurostimulačního systému je rozdělena na dvě části. Nejprve se zavádějí elektrody k vyzkoušení správné funkce. Konečné umístění elektrody je posuzována tak dlouho, až impulsy pokryjí celou bolestivou oblast. To vše se provádí v částečné anestezii, aby pacient mohl komunikovat s lékařem a podávat informace o rozsahu útlumu bolesti. Poté následuje testovací období, kde se vybírá nejvhodnější program, který je následovně nainstalován do implantabilního generátoru. Pro tyto účely slouží tzv. trial systém. Jedná se o programovatelný externí generátor (stimulátor). Po úspěšném zkušebním období se přechází k samotné implantaci neurostimulátoru (implantabilní generátor IPG) [1], [14].

Implantabilní generátor se umísťuje do podkožní kapsy. Z IPG je veden propojovací kabel, který je spojen s elektrodou umístěnou v epidurálním prostoru. IPG může pacient ovládat patientským programátorem, kterým může měnit základní funkce nastavení (amplitudy, frekvence, šíře impulsu, vypnutí, zapnutí).

Toto zavádění a zkoušení neuromodulačního systému se používá u všech metod (stimulace motorické mozkové kůry, periferní nervová stimulace...) v podstatě stejně s tím rozdílem, že je různé umístění IPG, elektrod a jsou jiné stimulační hodnoty.

Přístroje používané pro neurostimulaci:

- **Generátory** – slouží pro vytváření elektrických impulsů, v dnešní době se používají především externí generátory pro testování a implantabilní generátory IPG (Obr. 6). Parametry dnešních generátorů se pohybují v rozsahu: amplituda 0-12V, frekvence 3-1500Hz, šíře impulsů 10-450μs a můžou aktivovat až 16 pólů na elektrodě. Důležitým prvkem je výdrž baterie daného generátoru. Dnešní baterie vydrží 2-6 let, záleží na intenzitě používání. IPG musejí splňovat biokompabilitu, proto pouzdro generátoru je tvořeno z titanu a jeho slitin [1]
- **Elektrody** – plní důležitou funkci přívodu elektrických impulsů na požadované stimulované místo. Existují dva druhy elektrod – perkutánní elektrody (Obr. 7) a plošné (chirurgické) elektrody (Obr. 8). Perkutánní elektrody mají válcovitý tvar, který jsou tvořeny z polymerové trubičky a kovových kroužků. Mohou mít různou

polaritu a různý počet kontaktů. Chirurgické elektrody jsou tvořeny z polymerového pásku, kde jsou umístěny kovové kontakty (kulaté, hranaté). Mohou mít 4 nebo 8 kontaktů v jedné i ve dvou řadách [1].

- **Programátory** – existují dva druhy programátorů (Obr. 9). Lékařský programátor vlastní lékař, který má spoustu možností pro změnu programu. Obsahuje spoustu funkcí a má grafický displej. V podstatě povoluje pacientovi možnosti, které bude moci používat na jeho patientském programátoru. Patientský programátor obdrží pacient. Obsahuje pouze základní funkce jako vypnutí, zapnutí a změnu určitého parametru, který mu povolí lékař [1],[13].



Obr. 6 Ukázka dvou IPG neurostimulátorů (generátorů), RestoreULTRA je pro 1 elektrodu, KINETRA pro 2 elektrody [13]



Obr. 7 Ukázka perkutánní implantabilní elektrody [1]



Obr. 8 Ukázka chirurgické implantabilní elektrody s osmy kontakty (tzv.oktalové) [1]



Obr. 9 Ukázka lékařského programátoru a patientského programátoru (vpravo) [13]

4 Použití neurostimulace

Použití neurostimulace v dnešní medicíně má velmi velké zastoupení. Používá se v mnoha lékařských oborech, kde by to bez ní v podstatě ani nešlo, například používání kardiostimulátorů, defibrilátorů v kardiologii. Dalším oborem je neurologie, kde se používá pro léčbu Parkinsonovy choroby, migrény, epilepsie a další. V našem případě se zabýváme použitím neurostimulace pro léčbu chronické bolesti.

Externí generátor, který bude navrhován, se využívá v testovacím období u těchto metod pro léčbu chronické bolesti:

- Míšní stimulace SCS
- Stimulace motorické mozkové kůry
- Hlubková mozková stimulace
- Periferní nervová stimulace

Míšní stimulace SCS je jedna z nejpoužívanějších neuromodulačních metod pro léčení chronické bolesti. Spočívá v zavedení elektrody (elektrod) do epidurálního prostoru na požadované místo (odpovídající okresek – viz Obr. 3). Elektrody jsou spojeny pomocí propojovacího kabelu s generátorem, který nám generuje elektrické impulsy. Ve zkušebním období se používá právě externí generátor pro odzkoušení nejvhodnějšího programu, který je následně nahrán do implantabilního generátoru IPG (umístěn v podkožní kapse, oblast břicha). Tato metoda se používá pro léčbu [1], [14]:

- **FBSS** (Failed back surgery syndrome) – jedná se o bolesti zad a dolních končetin. Příčina vzniká po operaci bederní páteře, která může dopadnout i úspěšně. Používané hodnoty pro stimulaci – amplituda 0,5-5V, frekvence 60-85Hz, šíře vlny 210-300 μ s.
- **KRBS** (Komplexní regionální bolestivý syndrom) – jedná se o chronické bolestivé stavy, které postihují většinou končetiny (hlavně horní). Vzniká po různém zranění

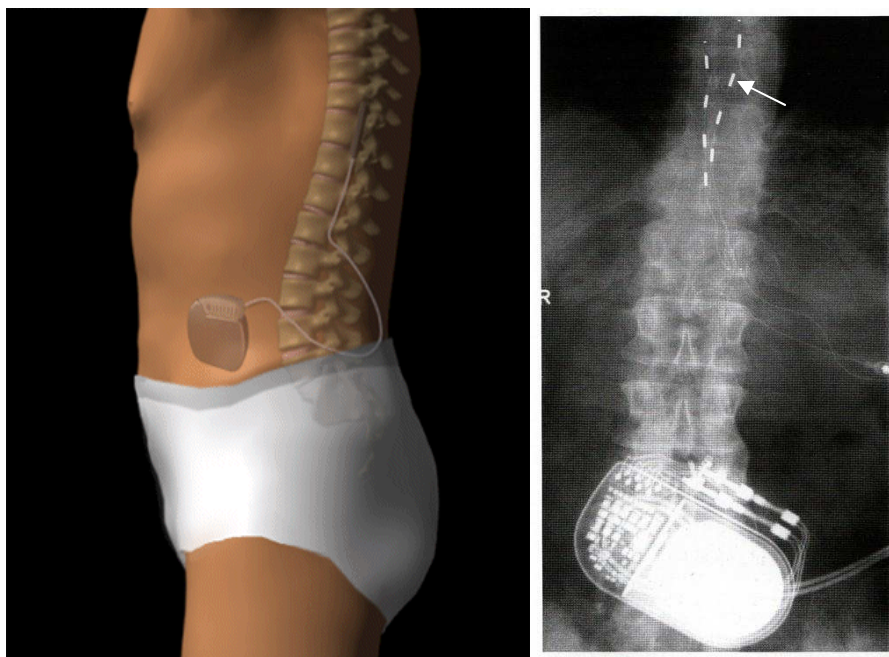
či nějaké operaci. Syndrom může vyústit do výrazné poruchy pohybových funkcí a oslabení svalové síly. Používané hodnoty pro stimulaci – amplituda 1-3,5V, frekvence i přes 250Hz, obecně používané hodnoty záleží na pacientovy [16].

- **Ischemická bolest typu anginy pectoris** – tato bolest vzniká nedostatečným prokrvením srdeční svaloviny při nedostatečném okysličování a zvýšené spotřebě kyslíku. Používané hodnoty pro stimulaci – amplituda 1-3V, frekvence 40-60Hz, šíře vlny 200-300 μ s [17].
- **Periferní ischemické bolesti** – vzniká při periferním cévním onemocnění, většinou jde o dolní končetiny. Vzniká při nedostatečném prokrvení dané končetiny, kde může dojít i k amputaci. Používané hodnoty pro léčbu stimulací - amplituda 1-3V, frekvence 5-100Hz, šíře vlny kolem 210 μ s [1].

Stimulace motorické mozkové kůry je další metoda, která se používá pro léčbu chronické bolesti. Jedná se o jednu z nejmodernějších metod, která se používá od roku 1991. Její princip spočívá ve stimulaci mozkové kůry, kde jsou zavedeny elektrody. Zkušební období se provádí pomocí externího generátoru jako u míšní stimulace, ale implantovaný generátor je umístěn v oblasti pod klíčkem. Parametry používané pro tento druh stimulace jsou – amplituda kolem 1,5V, frekvence 40Hz, šíře impulsu 80 μ s.

Hlubková mozková stimulace se používá jak pro léčbu chronické bolesti, tak pro léčbu Parkinsonovy choroby (porucha hybnosti, třes, svalová ztuhlost, zpomalení hybnosti). Při stimulaci jsou využívány hluboké struktury mozku jako je například Thalamus, Subthalamické jádro. Do těchto struktur jsou zavedeny elektrody, které jsou spojeny s externím generátorem. Po testovacím období jsou opět spojeny s IPG [18].

Periferní nervová stimulace se používá pro léčbu některých chronických bolestivých syndromů. K nejčastějším indikacím patří komplexní regionální bolestivý syndrom KRBS., fantomové bolesti, operační a nervová traumata a úžinové syndromy. Postup je stejný jako u míšní stimulace, ale stimulují se přímo postižené nervy. Používané hodnoty pro stimulaci – amplituda pod 1V, frekvence 50-90Hz, šíře vlny 120-200 μ s. [1], [19].



Obr. 10 Umístění IPG v těle pacienta a jeho propojení s elektrodami [10], RTG snímek dvou implantovaných elektrod (viz. šipka) a IPG [1]

5 Možnosti testování posloupnosti elektrických impulsů

Protože každému pacientovy při neurostimulaci vyhovují jiné stimulační hodnoty (amplituda, frekvence, šíře impulsu), je velmi důležitý výběr rozsahu hodnot používaných pro léčbu. Lze říci, že výběr vhodných hodnot je rozdělen do dvou testovacích fází:

- První fáze – peroperační testování
- Druhá fáze – zkušební období

První fáze testování se provádí na operačním sále, kde pacient je v částečné anestezii (analgesiaci). To je velmi důležité kvůli komunikaci s pacientem během peroperačního zkušebního období. Prvním krokem je správné uložení stimulačních elektrod na požadované místo pod zrakovou kontrolou (pomocí RTG C ramena). Po umístění elektrod se propojovacím kabelem spojí s externím neurostimulátorem. Poté je důležité nalezení optimálního uložení elektrod, které se nazývá pooperační testování elektrod. To se provádí nastavováním hodnot stimulačních impulsů externího generátoru. Za úspěch testovacího období je považováno, pokud parestezie vyvolané externím stimulátorem pokrývají nejméně 80% bolestivé oblasti. Pacient je vnímá jako „příjemné brnění“. V tuto dobu už lékaři přibližně tuší jaké stimulační hodnoty (amplituda, frekvence, šíře impulsu) budou pacientovy vyhovovat při léčbě bolesti [1], [4].

Druhá fáze probíhá 7-10 dní a nazývá se zkušební období. Především se hodnotí úleva od bolesti a hledají se nejvhodnější stimulační hodnoty (nejvhodnější stimulační programy), které budou poté používané implantabilním generátorem. V tomto období má pacient u sebe externí zkušební generátor, který je spojen prodlužovacím kabelem s elektrodou. Používání tohoto generátoru se označuje jako trial systém (zkušební systém). V programovatelném generátoru jsou uloženy různé testovací programy (nahrané lékařem), které si sám pacient postupně zkouší a zaznamenává hodnoty (programy), jež mu vyhovují nejvíce. Nejvhodnější stimulační program je posléze nahrán do implantabilního generátoru, který je uložen v těle pacienta. Následná úprava stimulačních hodnot je prováděna lékařským nebo patientským programátorem [1], [4].

6 Požadavky na externí generátor pro neuromodulaci

Jak už bylo naznačeno v předešlém odstavci 3.2, externí generátor pro neuromodulaci se používá jako trial systém (odzkoušení zavedených elektrod). Při zkušebním období si pacient nastavuje a zkouší nejvhodnější program (parametry), který má nejlepší účinky při tlumení bolesti. Protože tento generátor (programovatelný) používá pro určení nejlepšího programu (nejlepších parametrů – amplituda, frekvence, šíře impulsů) sám pacient, musí splňovat určitá kritéria.

Pacient nemusí rozumět technice, proto ovládání takového přístroje musí být jednoduché (přehledné), musí zde být nějaká světelná signalizace (indikace) vybraného programu. Druhou věc, kterou pacient bude moci dělat je to, že bude přístroj vypínat a zapínat. Protože daný externí generátor bude mít bateriové napájení (pacient má generátor u sebe), musí mít indikaci o nízkém stavu napětí při určitém vybití akumulátoru pod určitou úroveň. Dalším kritériem je bezpečnost daného generátoru. Protože generátor je připojen pomocí kabelu a elektrody k tělu pacienta (galvanické spojení), nesmí dojít k průniku nebezpečného napětí. Generátor musí mít obal (kryt) takový, aby daného pacienta před případným nebezpečím ochránil. Aby do generátoru šly ukládat jiné a nové stimulační programy, musí mít rozhraní k připojení počítače (PC).

Z předešlého odstavce tedy můžeme říci, že externí generátor musí splňovat tato kritéria:

- Jednoduchost ovládání přístroje (indikace vybraného programu)
- Na přístroji bude vypínač pro vypnutí/zapnutí přístroje (odpojení od baterie)
- Přístroj bude mít bateriové napájení
- Indikace (informovanost) o nízkém stavu napětí baterie
- Připojení k počítači (PC)
- Bezpečnost přístroje

Jak už víme, každému pacientovi vyhovují jiné parametry impulsů (šíře impulsu, perioda impulsu, velikost amplitudy) při tlumení bolesti, proto generátor musí splňovat určitý rozsah nastavovaných parametrů (šíře a perioda impulsu). Generátor bude generovat pravoúhlé impulsy s možností nastavování jejich hodnot (šíře impulsů, frekvence) s určitým krokem. U míšní stimulaci (nejpoužívanější) se používají hodnoty napětí 0 – 10V, šíře impulsů 60 – 450 μ s a frekvence 2 – 150Hz.

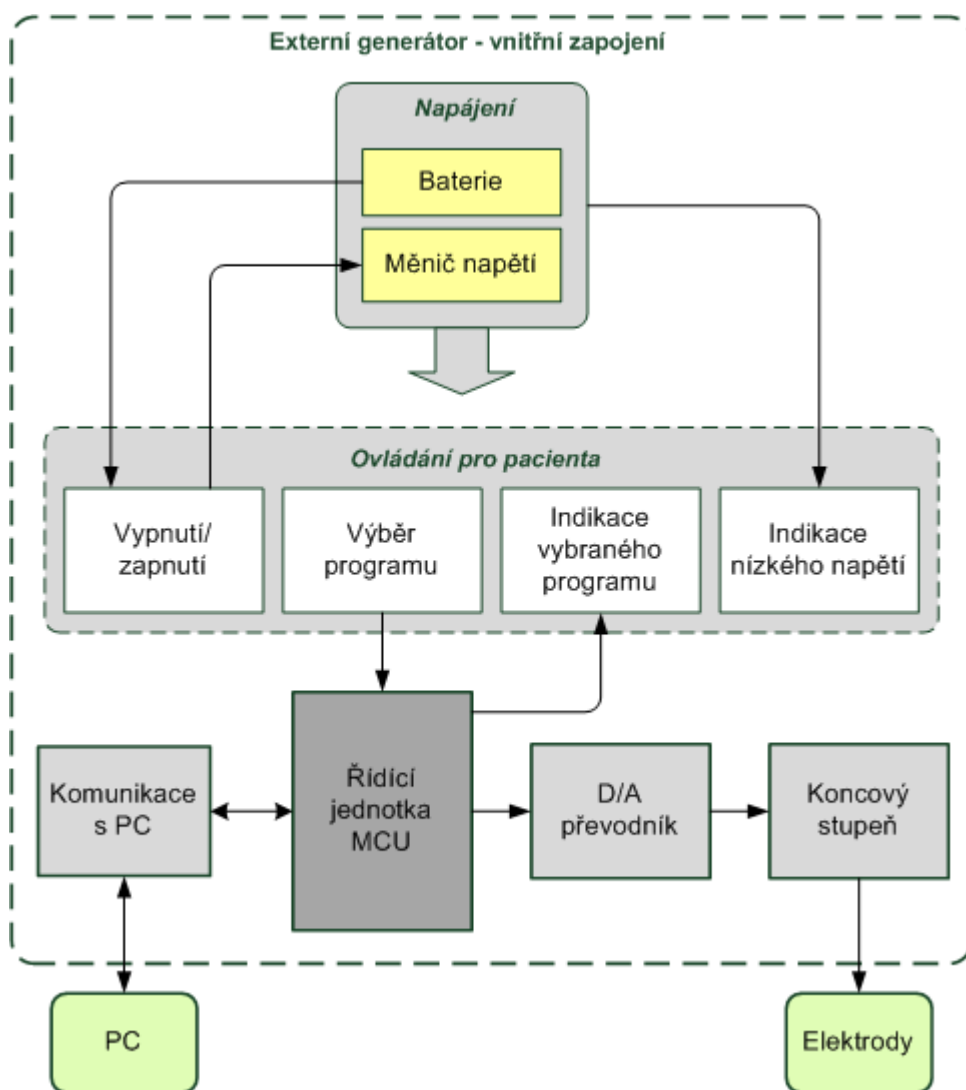
Pro náš generátor použijeme rozsah šíře impulsů (60 – 450 μ s) i rozsah frekvence (2 – 150Hz) jako je u míšní stimulace. Velikost amplitudy musíme volit podle zatížitelnosti D/A převodníku a také závisí na napájecím a referenčním napětí D/A převodníku. V našem případě bude maximální napětí impulsu 2,5V. Předpokládaná hodnota zátěže, kam budou posílány impulsy o určité amplitudě, je přibližně 1000 Ω . Tato hodnota je odhadnuta z předpokladu, že elektroda je umístěna přímo ve tkáni (obklopena elektrolyty). Dále také závisí na velikosti plochy dané elektrody. Všechny tyto uvedené parametry jsou získané z literatury, která vychází z praktických pokusů s touto metodou [1].

Hodnoty používané pro stimulaci externím generátorem:

- Šíře impulsů nastavitelná v rozmezí 60 - 450 μ s
- Opakování impulsů s nastavitelným rozmezí 2 - 150Hz
- Amplituda impulsu 2,5V
- Odhadovaná hodnota zátěže je 1000 Ω

7 Návrh blokového schéma externího generátoru

Při návrhu externího generátoru pro neurostimulaci vycházíme z jeho požadavků, které jsou popsány v předešlé kapitole 6. Na následujícím obrázku (Obr. 11) je znázorněno blokové schéma daného generátoru. Skládá se z příslušných bloků, ze kterých budeme vycházet při návrhu externího generátoru.



Obr. 11 Blokové schéma externího generátoru pro neuromodulaci

7.1 Baterie

Jak už bylo napsáno, napájení bude obstaráno baterií, přesněji akumulátorem. Při volbě akumulátoru musíme brát zřetel na požadavky napájení dílčích bloků daného generátoru. Velmi důležité jsou také vlastnosti daného akumulátoru, jako je nízké samovolné vybíjení. Takové vlastnosti splňují například akumulátory značky Panasonic Infinium nebo Sanyo Eneloop. Jejich kapacita je 2000mA a svorkové napětí 1,2V. Jsou to baterie typu NiMH, které jsou běžně dostupné. Na rozdíl od běžných NiMH akumulátorů se dodávají v již nabitém stavu.

7.2 Měnič napětí

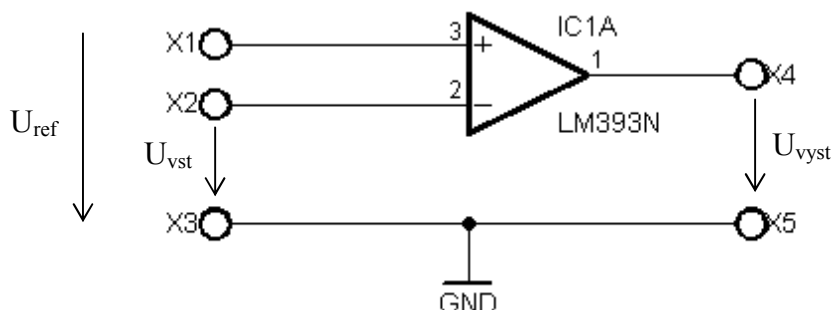
Jednotlivé bloky a obvody (MCU, D/A převodník, atd.) generátoru budou napájeny napětím 5V. Proto pro zvýšení napětí z akumulátorů je použit zvyšující měnič napětí DC/DC (Step-Up DC/DC converter). Pro náš generátor může být použit například DC/DC měnič LT1111 nebo MAXIM761. Z cenového hlediska je lepší použít LT1111, je mnohem levnější než MAX761.

Tento měnič nám bude zvyšovat minimální napětí z akumulátorů na požadovaných 5V. Tyto měniče mají velmi dobré maximální zatížení výstupu, kdy mohou dodávat pro nás velmi dostačující proudy. Velkou výhodou měniče LT1111 je, že je v něm obsažena funkce detekce nízkého napětí, kterou použijeme v našem přístroji.

7.3 Doplnující bloky k napájení

Pro vypnutí a zapnutí stimulatoru (generátoru) poslouží tlačítko. Zároveň slouží pacientovi pro vypnutí stimulačního programu. Pro dobrou informovanost o stavu baterie bude přítomna indikace nízkého napětí. K tomu nám poslouží operační zesilovač zapojený jako komparátor a informovat nás bude LED dioda.

Komparátory jsou obvody, které porovnávají jednu hodnotu (vstupní) s nějakou referenční. Výstup se chová podle toho, jakou hodnotu má vstupní hodnota vůči referenční. Pokud hodnota $U_{vst} \geq U_{ref}$, pak je výstup uzavřen (není sepnut), ale pokud je $U_{vst} < U_{ref}$, pak se výstup skokově otevře (např. rozsvítí se LED). Jako komparátor lze použít například operační zesilovač LM393. Nejlepší řešení je použít komparátor zabudovaný přímo v měniči napětí jako je LT1111. Většina měničů tuto funkci detekce nízkého napětí obsahuje.



Obr. 12 Příklad zapojení komparátoru

7.4 Řídící jednotka

Hlavní část externího generátoru bude tvořit mikrokontrolér MCU. Tento obvod bude sloužit jako zdroj stimulačních impulsů, které budou generovány na jeho výstupní bráně. V MCU budou naprogramovány stimulační programy (reprezentace impulsů), které budou mít různé parametry (frekvence, šířka impulsu).

Pro náš přístroj zvolíme MCU značky Motorola, který obsahuje spoustu užitečných funkcí (např. kontrola nízkého napětí, kontrola správné funkce programu, atd.). Naším požadavkům s těmito funkcemi plně vyhovuje mikrokontrolér z řady HC08 Nitron, přesněji typ MC68HC908QY4.

7.5 Výběr a indikace stimulačního programu

Protože externí generátor má být jednoduchý a přehledný pro pacienta, bude použit pro volbu stimulačního programu tlačítko. Příslušný stimulační program nahraný v MCU se zvolí stisknutím daného tlačítka. Protože si pacient nemusí pamatovat, jaký stimulační program má zrovna navolen, bude zde přítomna indikace příslušného programu LED diodou.

7.6 Komunikace s PC

Externí generátor pro neuromodulaci bude programovatelný. To znamená, že lze nahrávat nové stimulační programy a mazat ty staré. Obzvlášť ve zkušebním období, kdy hledáme nejvhodnější stimulační programy, je tato funkce velmi důležitá.

Aby šlo nahrávat nové programy do mikrokontroléru, musí být použito určité rozhraní, které nám to umožní. Pro komunikaci s MCU lze použít sériové rozhraní RS232. Pro převod sériové linky na signál pro MCU může být použit obvod k tomu určený jako například MAX202 nebo MAX232.

7.7 D/A převodník

Stimulační programy (impulsy o různých parametrech) jsou na výstupu mikrokontroléru reprezentovány v podobě 8 bitového binárního kódu. Protože na výstupu jsou požadovány analogové stimulační impulsy, je použit D/A převodník, který tento převod zajistí. V tomto případě lze použít D/A převodník typu AD7528 nebo TLC7528, které mají paralelní vstupní bránu (8-bitů). Tento typ paralelního D/A převodníku je použit z toho důvodu, protože náš MCU nepodporuje sériový přenos.

Díky použití D/A převodníku bude úprava amplitudy řešena elektronicky a nemusí být upravována mechanickými prvky, které by mohly vést k větší složitosti a snadné závadě. Velikost výstupního napětí impulsů bude závislá na příslušném referenčním zdroji napětí (v našem případě např. 2,5V).

7.8 Koncový stupeň

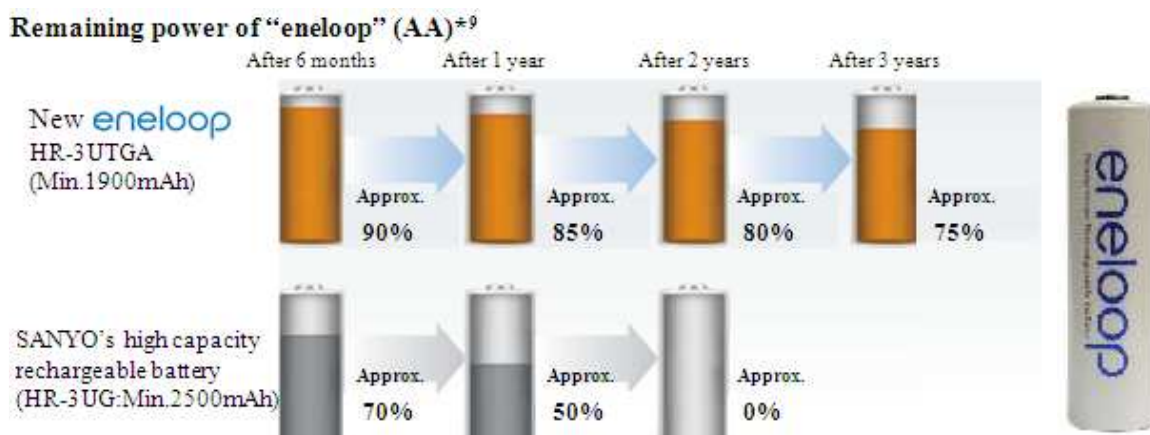
Výstup D/A převodníku není nijak ošetřen proti případnému zkratu a také není ošetřen proti vyššímu odebíranému proudu. Ve většině případů výrobce už dodává doporučené zapojení koncového stupně k těmto D/A převodníkům. Z tohoto koncového stupně už lze využívat požadované stimulační impulsy, které mají obdélníkový tvar (viz Obr. 35).

8 Hardwarové řešení a návrh neurostimulátoru

8.1 Napájení

8.1.1 Baterie

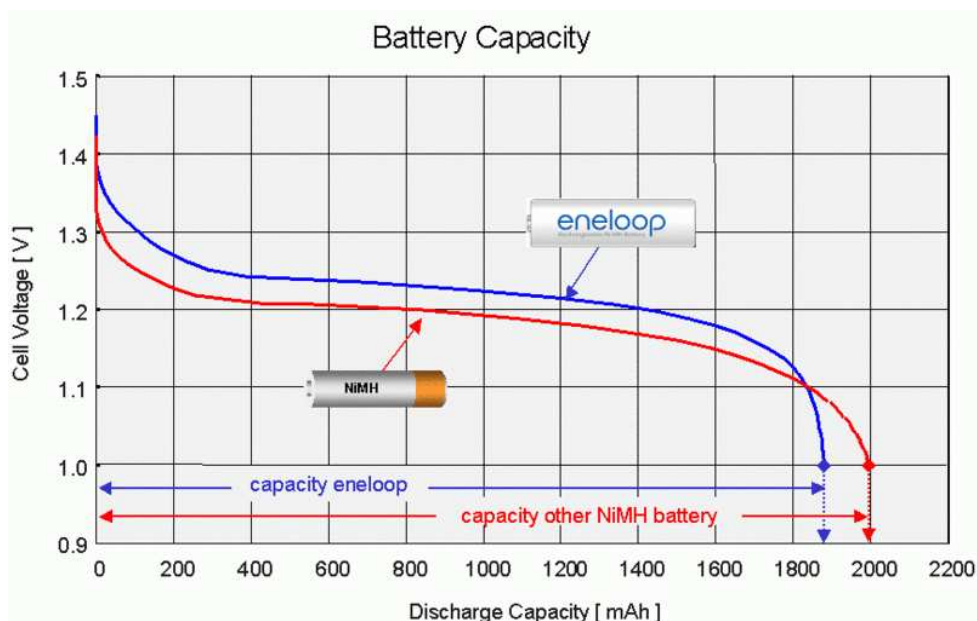
Protože náš přístroj musí mít bateriové napájení, jsou použity dva akumulátory typu AA značky Sanyo Eneloop (Obr. 13). Tyto akumulátory jsou dobré z hlediska finančního a také energetického. Jedná se o akumulátory typu NiMH, které jsou běžně dostupné. Jejich velkou výhodou je to, že si udržují stálou energetickou kapacitu a mají extrémně nízké samovolné vybíjení (viz Obr. 13). Z obrázku je patrné, že i po roce skladování mají až 85% z kapacity 2000mAh [20].



Obr. 13 Porovnání samovolného vybíjení baterie Eneloop s běžnými akumulátory a ukázka daného akumulátoru Eneloop [20]

Tento typ akumulátorů se na rozdíl od běžných NiMH akumulátorů dodává v nabitém stavu. Mají velkou spolehlivost a stabilitu po celou dobu své dlouhé životnosti. Nabízejí až 1000 nabíjecích cyklů. Svorkové napětí je kolem 1,2V a kapacita 2000mAh [21]. Po odpojení akumulátorů od nabíječky disponují napětím až 1,45V, poté rychle klesá na 1,25V. Následně pomalu klesá na 1,1V, kdy tuto hodnotu můžeme považovat za minimální použitelné napětí, protože poté napětí strmě klesá dolů a akumulátor považujeme za vybitý (viz Obr. 14) [20].

Pro správnou funkčnost přístroje bude využíváno napětí od $U_{\min}=1,1V$ do $U_{\max}=1,25V$. Pro dosažení dostatečného napětí se dva akumulátory zapojí sériově, tudíž získáme napětí 2,2-2,5V, které bude dále zvýšeno měničem na požadovaných 5V.

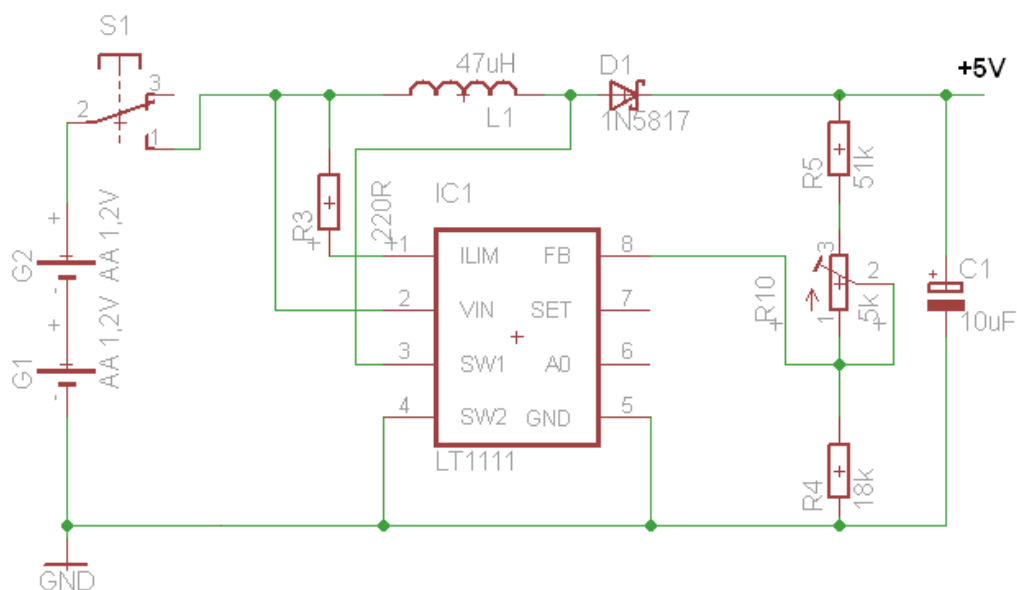


Obr. 14 Průběh napětí na akumulátoru, porovnání Eneloop s běžnou NiMH baterií [20]

8.1.2 Zvyšující měnič

Pro napájení komponentů, jako je D/A převodník, mikroprocesor a jiné prvky, potřebujeme napětí 5V. To nám zajistí zvyšující DC/DC měnič LT1111 (IC1 - Step-Up DC-DC Converter), který zvýší napětí z akumulátorů na požadovaných 5V. Vstupní napětí tohoto obvodu může být v rozmezí od 2 do 12V a může dodávat proud až 100mA, což je pro nás dostačující [22]. V našem případě bude vstupní napětí 2,2-2,5V.

Princip tohoto obvodu je založen na rychlém přepínání cívky, kdy je získáno vyšší napětí při nízkém provozním proudu. Pokud sepne vnitřní spínač (viz Obr. 16 - tranzistor) obvodu LT1111, začne cívku L1 protékat proud a dojde k ukládání energie v jejím magnetickém poli. Nahromaděná energie je při rozepnutí spínače přenesena na výstupní kapacitu C1. Aby obvod správně fungoval, musí být správně vybrány součástky a jejich hodnoty [22].



Obr. 15 Zapojení zvyšujícího měniče LT1111

Výpočet indukčnosti L1

Velikost indukčnosti L1 je velmi důležitá, proto ověříme její velikost, kterou můžeme zvolit z katalogu podle vstupního a výstupního napětí. Indukčnost by měla být tak nízká, aby pobrala množství energie při vstupním U_{\min} a minimální době sepnutí. Současně by měla být dostatečně velká, aby nedocházelo k nasycení cívky při vstupním U_{\max} a maximální době sepnutí [22].

Z katalogového listu LT1111, při $U_{\text{in}} = 2-3,1\text{V}$, $U_{\text{out}} = 5\text{V}$ a $I_{\text{out,min}} = 10\text{mA}$, by měla být indukčnost $47\mu\text{H}$ [22]. Nyní si tuto hodnotu ověříme.

Výkon cívky, který je zapotřebí, vypočítáme ze vztahu [22]:

$$P_L = (U_{\text{out}} + U_D - U_{\text{in(min)}}) \cdot I_{\text{out}} = (5 + 0,5 - 2,2) \cdot 0,020 = 0,066\text{W} = 66\text{mW}, \quad (1)$$

kde U_{out} je požadované výstupní napětí, U_D je úbytek napětí na Schottkyho diodě, $U_{\text{in(min)}}$ minimální použitelné napětí baterie a I_{out} přibližný předpokládaný maximální odebíraný proud.

Energie v cívce při každém cyklu (každém sepnutí) musí být rovna nebo větší než velikost podílu výkonu cívky P_L a frekvence spínání f_{osc} (viz vztah 2).

$$E_L \geq \frac{P_L}{f_{\text{osc}}} \quad (2)$$
$$\frac{P_L}{f_{\text{osc}}} = \frac{0,066}{72\text{kHz}} = 9,1666 \cdot 10^{-7} = 0,917\mu\text{J} \Rightarrow \underline{E_L \geq 0,917\mu\text{J}}$$

Z předešlé rovnice a výsledku vyplývá, že energie cívky by měla být minimálně $0,917\mu\text{J}$. Při sepnutí spínače vnitřního obvodu protéká proud I_L , který určíme ze vztahu:

$$I_L(t) = \frac{U_{\text{in}}}{R'} \cdot \left(1 - e^{-\frac{R' \cdot t}{L}}\right), \quad (3)$$

kde U_{in} je vstupní napětí měniče, R' součet ekvivalentního odporu spínače ($0,8\Omega$ typicky při 25°C) a odporu cívky ($0,2\Omega$) [22].

Z katalogového listu LT1111 víme, že doba sepnutí je obvykle $7\mu\text{s}$. Potom lze pro indukčnost a vstupní napětí vypočítat (podle vztahu 4) špičkový proud cívkou I_{peak} [22].

$$I_{\text{peak}}(t) = \frac{U_{\text{in}}}{R'} \cdot \left(1 - e^{-\frac{R' \cdot t}{L}}\right) = \frac{2,5}{0,8 + 0,2} \cdot \left(1 - e^{-\frac{(0,8+0,2) \cdot 7 \cdot 10^{-6}}{47 \cdot 10^{-6}}}\right) = 346\text{mA}, \quad (4)$$

kde indukčnost cívky $47\mu\text{H}$ je námi zvolená hodnota z katalogového listu měniče LT1111.

Nyní lze určit energii cívky pomocí hodnoty I_{peak} a indukčnosti L pomocí vztahu [22]:

$$E_L = \frac{1}{2} \cdot L \cdot (I_{\text{peak}})^2 = \frac{1}{2} \cdot 47 \cdot 10^{-6} \cdot (0,346^2) = \underline{2,81\mu\text{J}} \quad (5)$$

Vidíme, že $2,81\mu\text{J} > 0,917\mu\text{J}$, tudíž podmínka vztahu (2) je splněna. Cívka s indukčností $47\mu\text{H}$ je zvolena zcela správně a lze jí použít.

Výběr diody D1

Hlavními důvody pro výběr diody jsou tři. Musíme brát v úvahu rychlost spínání diody, úbytek napětí na diodě a zbytkový proud. Nejlepší je zvolit Schottkyho diodu, která má velmi rychlé spínání a malý úbytek napětí. Z katalogového listu LT1111 se jeví jako nejlepší použít diodu 1N5818 [22].

Výběr kondenzátoru C1

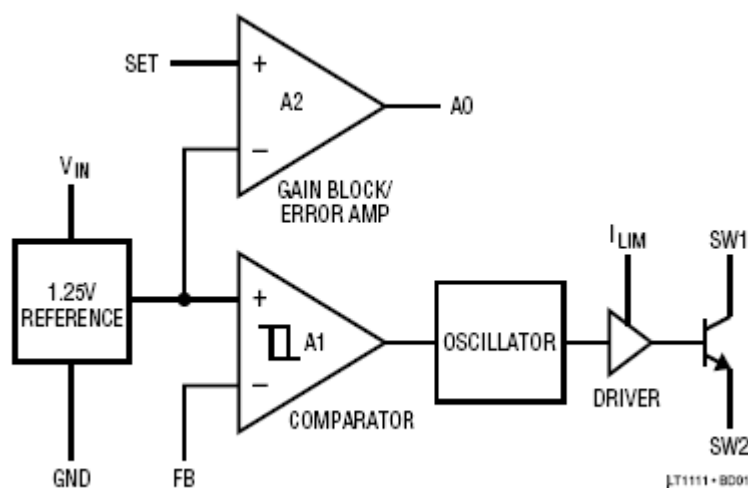
Správný výběr kondenzátoru je stejně důležitý, jako je výběr cívky. Špatná volba kondenzátoru může vést ke špatné účinnosti nebo k velkému výstupnímu zvlnění. Nejlépe je zvolit kondenzátor s nízkým ekvivalentním sériovým odporem ESR. Podle katalogového listu LT1111 je zvolen tantalový elektrolytický kondenzátor. Hodnota je určena podle vstupních a výstupních parametrů měniče. Podle katalogu je zvolena hodnota 10μF [22].

Výpočet R4, R5 a R10

Funkčnost obvodu (zvýšení napětí) spočívá ve vnitřním spínači, kde kolektor spínače (SW1) je připojen k cívce a emitor k zemi (viz Obr. 16). Pokud dojde k sepnutí, vývod SW2 (emitor) je uzemněn a na cívce bude napětí $U_{in} - U_{CESAT}$ (rozdíl vstupního napětí a napětí mezi kolektorem, emitorem spínače). V tomto případě cívkou L_1 začne protékat proud o velikosti:

$$I_{PEAK} = \frac{U_{in} - U_{CESAT}}{L} \cdot t_{on} = \frac{2,5 - 0,4}{47 \cdot 10^{-6}} \cdot 7 \cdot 10^{-6} = 312mA, \quad (6)$$

Pokud spínač vypne, výstupní napětí cívky bude větší než vstupní napětí. Když napětí dosáhne $U_{out} + U_D$, proud bude protékat přes diodu D_1 do kondenzátoru C_1 . To má za následek zvýšení napětí U_{out} (výstupní napětí měniče). Část napětí je přiváděno přes odporový dělič (R_4 , R_5 , R_{10}) na vývod FB (viz Obr. 16). Pokud napětí na vývodu FB poklesne pod referenční hodnotu 1,25V, spínač SW1 opět sepne a celý cyklus se opakuje. Proto výstupní napětí (5V) měniče nastavíme pomocí rezistorů R_4 a R_5 připojených na vývod FB [22].



Obr. 16 Vnitřní zapojení měniče LT1111 [22]

Výstupní napětí U_{out} je dáno vztahem [22]:

$$U_{out} = \left(1 + \frac{R_5}{R_{41}}\right) \cdot U_{FB} \quad (7)$$

$$5 = \left(1 + \frac{R_5}{R_4}\right) \cdot 1,25 \Rightarrow \frac{R_5}{R_4} = 3 \quad (8)$$

Z daného vztahu je vyjádřen poměr odporů, který má hodnotu 3. Proud děličem ($R=R_4+R_5$) by měl být alespoň o řád větší, než je proud I_{FB} . Jelikož $I_{FB} = 70\text{nA}$, potom proud děličem I_R je zvolen $70\mu\text{A}$. Jelikož je znám proud děličem a napětí na děliči (výstupní napětí $U_{out} = U_R = 5\text{V}$), lze vypočítat celkový odpor děliče R .

$$R = \frac{U_R}{I_R} = \frac{5}{70 \cdot 10^{-6}} = 71428 = 71,4\text{k}\Omega \quad (9)$$

Nyní lze vypočítat jednotlivé odpory R_4 a R_5 dle soustavy rovnic:

$$\begin{aligned} \frac{R_5}{R_4} = 3 &\Rightarrow R_5 = 3 \cdot R_4 \\ R = R_4 + R_5 &\Rightarrow 71428 = R_4 + R_5, \end{aligned} \quad (10)$$

$$R_4 = \underline{\underline{17,857\text{k}\Omega}}, \quad R_5 = \underline{\underline{53,571\text{k}\Omega}}$$

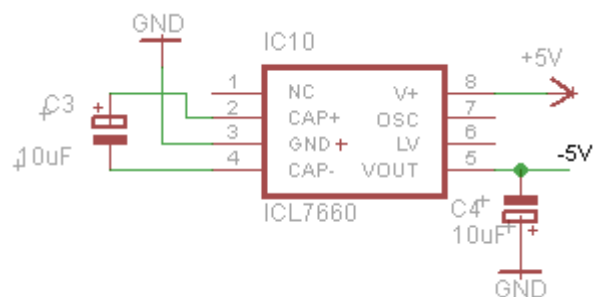
Výsledkem je $R_4 = 17,857\text{k}\Omega$ (z katalogu zvoleno $18\text{k}\Omega$) a $R_5 = 53,571\text{k}\Omega$ (z katalogu zvoleno $51\text{k}\Omega$). Po dosazení do vztahu (7) vychází výstupní napětí $4,79\text{V}$, což nesplňuje náš požadavek 5V . Pokud by se zvýšil odpor R_5 (z katalogu $56\text{k}\Omega$), potom by výstupní napětí bylo $5,13\text{V}$, což opět nesplňuje náš požadavek. Proto je k odporu R_5 sériově zapojen odporový trimr R_{10} (z katalogu zvoleno $5\text{k}\Omega$), který umožní regulovat hodnotu odporu a tím přesně nastavit výstupní napětí na 5V .

Rezistor R_3 zapojený mezi I_{LIM} a V_{IN} je zapojen podle doporučení katalogu LT1111, jeho hodnota je 220Ω [22].

8.1.3 Invertor napětí

Protože je v přístroji dvojitý operační zesilovač (OZ LM358), který potřebuje napájení $\pm 5\text{V}$, je zapotřebí dané napájení vytvořit. Je využito napětí 5V , které je dodáváno z bateriového zdroje a měniče napětí. Z tohoto napětí je následně vytvořeno stejné napětí se zápornou polaritou -5V .

Nejjednodušším řešením jak vytvořit napětí -5V je použít obvod již k tomu určený. V tomto případě je použit obvod (nábojová pumpa) ICL7660 (IC10), který jednoduchým zapojením (použití dvou kondenzátorů, viz Obr. 17) vytvoří požadované napětí -5V . Tento obvod pracuje na kmitočtu 10kHz [23]. Z takto vytvořeného obvodu je odebírán velmi malý proud (okolo 1mA), proto lze tuto nábojovou pumpu v tomto případě použít. Pro větší odebírané proudy se tento obvod nehodí a musel by být použit například jeden z obvodů (nábojová pumpa) MAXIM, které pracují s kmitočtem kolem 90kHz .



Obr. 17 Zapojení invertoru napětí [23]

Kapacita kondenzátorů C_3 a C_4 je $10\mu\text{F}$. Hodnoty jsou doporučeny výrobcem pro příslušné zapojení a jsou uvedeny v katalogu obvodu ICL7660 [23].

8.1.4 Indikace napájení

Pro zapnutí a vypnutí přístroje slouží vypínač S1. Zároveň slouží k vypnutí a zapnutí stimulačního programu. Aby bylo zřetelné, zda je přístroj vypnut nebo zapnut, je zde indikace napájení pomocí LED diody (LED1). Zvolena je LED dioda HLMP-K150, která disponuje dobrou účinností při nízkém provozním proudu 1mA a $U_D = 1,6\text{V}$.



Obr. 18 Zapojení indikace napájení

Předřadný odpor R_6 vypočteme podle vztahu:

$$R_6 = \frac{U_{cc} - U_D}{I_D} = \frac{5 - 1,6}{1 \cdot 10^{-3}} = \underline{\underline{3,4\text{k}\Omega}}, \quad (11)$$

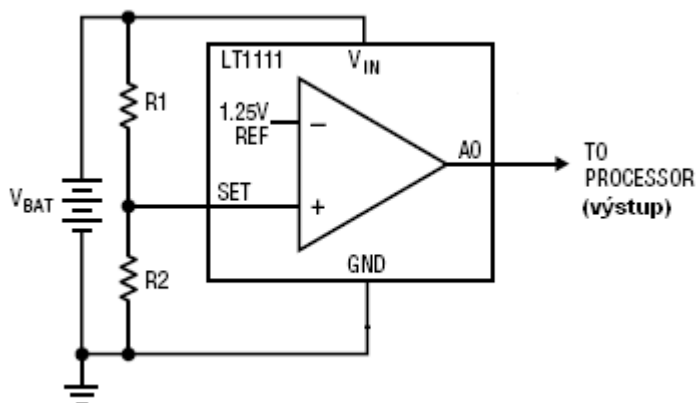
kde U_{cc} je napájecí napětí, U_D napětí na diodě v propustném směru a I_D je proud diodou v propustném směru. Z katalogu zvolíme hodnotu $R_6 = 3,3\text{k}\Omega$.

8.2 Indikace nízkého stavu napětí baterie

Protože přístroj je napájen pomocí bateriového zdroje, je zapotřebí pro správnou funkčnost přístroje indikace nízkého stavu napětí dané baterie. To zajistí včasné a potřebné dobití akumulátoru. Pro zajištění indikace nízkého stavu baterie využijeme náš obvod LT1111, který v sobě obsahuje zesilující blok GB využitelný jako indikátor nízkého napětí. Ten je tvořen operačním zesilovačem s PNP vstupem a NPN výstupem s otevřeným kolektorem [22].

Operační zesilovač je zapojen jako jednoduchý komparátor, který porovnává napětí z baterie přivedené na neinvertující vstup SET a vnitřní referenční napětí $1,25\text{V}$ (Obr. 19). Pokud napětí baterie bude větší nebo rovno jak $2,2\text{V}$, potom výstup komparátoru A0 bude ve výchozí poloze, tudíž na výstupu bude vysoká úroveň (výstup s otevřeným kolektorem). Pokud napětí baterie bude menší než $2,2\text{V}$, potom se výstup komparátoru A0 změní na

nízkou úroveň (Obr. 19). Signál z výstupu A0 bude dále využit jako resetovací signál obvodu TS555 pro světelnou signalizaci LED diodou.



Obr. 19 Zapojení komparátoru v obvodu LT1111 [22]

Pokud bude napětí baterie $U_{\min} = 2,2\text{V}$, na neinvertující vstup SET je zapotřebí napětí $1,25\text{V}$, aby komparátor změnil úroveň na výstupu. To zajistíme odporovým děličem tvořeným odpory R_1 a R_2 . Hodnoty těchto odporů by měly mít takovou velikost, aby klidový proud na vstupu SET nezpůsobil velké chyby [22].

Podle doporučení v katalogovém listu je hodnota odporu R_2 zvolena $33\text{k}\Omega$. Víme, že při minimálním napětí baterie ($U_{\text{in}(\min)}$) bude napětí na odporu R_2 $1,25\text{V}$ ($U_{R2} = 1,25\text{V}$). Proud odporem R_1 bude $I_{R1} = 35,1\mu\text{A}$. Potom lze podle vztahu (12) vypočíst R_1 [22].

$$R_1 = \frac{U_{\text{in}(\min)} - U_{R2}}{I_{R1}} = \frac{2,2 - 1,25}{35,1 \cdot 10^{-6}} = \underline{\underline{27,06\text{k}\Omega}} \quad (12)$$

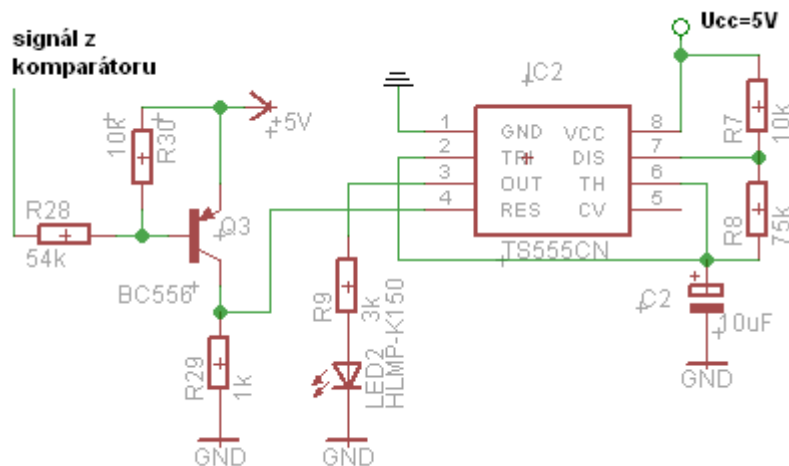
Pokud víme, že proud tekoucí do vývodu SET je $I_{\text{SET}} = 70\text{nA}$ [22], potom lze ověřit hodnotu odporu R_2 podle vzorce:

$$R_2 = \frac{U_{R2}}{I_{R2}} = \frac{U_{R2}}{I_{R1} - I_{\text{SET}}} = \frac{1,25}{(35 \cdot 10^{-6}) - (70 \cdot 10^{-9})} = \underline{\underline{35,6\text{k}\Omega}} \quad (13)$$

Z výsledku je patrné, že vypočtená hodnota R_2 je podobná naší zvolné hodnotě $33\text{k}\Omega$. Tudíž jí lze považovat za správnou. Hodnotu odporu R_1 zvolíme z odporové řady $27\text{k}\Omega$.

Indikace nízkého napětí bude indikováno blikající LED diodou. Protože samotné komerčně vyráběné blikající diody mají velmi velké odběry proudů (i 20mA), použit je obvod TS555 (IC2). Obvod je zapojen jako astabilní klopný obvod, kterým vytvoříme blikač pomocí připojené LED diody (LED2). Tento obvod má velmi malý odběr proudu, při napájecím napětí 5V je odběr přibližně $110\mu\text{A}$ [24]. Použit je typ CMOS.

Obvod začne kmitat (LED2 začne blikat), pokud na jeho resetovací vstup RES je přiveden signál vysoké úrovně H [24]. Z komparátoru obvodu LT1111, který sepne při nízkém napětí akumulátoru, je přiváděn signál z výstupu A0 o nízké úrovni L. Tento problém je vyřešen pomocí tranzistoru PNP (Q3), který nám obrátí úroveň z nízké na vysokou H. Zapojení blikače (obvodu TS555) a obvodu pro změnu úrovně je uvedeno na obrázku 20.



Obr. 20 Zapojení obvodu pro změnu úrovně z komparátoru a obvodu TS555 jako blikáč

Úprava úrovně signálu

Pro změnu úrovně je použit PNP tranzistor typu BC556 (Q3), jehož zapojení je na obrázku 20. Báze tranzistoru je připojena přes odporový dělič (R₂₈ a R₃₀) k výstupu komparátoru A0. Funkce je velmi jednoduchá. Pokud na bázi přes odporový dělič je přivedena vysoká úroveň, potom tranzistor zůstane uzavřen a na výstupu bude nízká úroveň (LED2 neblinká). Pokud se na bázi objeví nízká úroveň (nízký stav baterie), tranzistor se otevře a na výstupu bude vysoká úroveň (LED2 začne blikat). Hodnota odporu R₃₀ byla zvolena 10kΩ.

Proud báží při saturaci I_{bs} lze stanovit podle vztahu (14). Proud kolektoru I_k si zvolíme 1mA, zesilující činitel β je 125 a činitel nasycení s = 2.

$$I_{bs} = \frac{I_k}{\beta} \cdot s = \frac{1 \cdot 10^{-3}}{125} \cdot 2 = 16 \mu A \quad (14)$$

Následně lze vypočítat celkový proud tranzistorem I_{Q3}, který je roven součtu proudů odpojem R₃₀ a proudem báží při nasycení I_{bs}.

$$I_{Q3} = I_{R30} + I_{bs} = \frac{U_{bes}}{R_{30}} + I_{bs} = \frac{0,6}{10000} + (16 \cdot 10^{-6}) = 76 \mu A, \quad (15)$$

kde U_{bes} je napětí báze-emitor v propustném směru (na bázi je nízká úroveň L).

Hodnota odporu R₂₈ je potom dána vztahem (16):

$$R_{28} = \frac{U_{out} - U_{bes}}{I_{Q3}} = \frac{5 - 0,6}{76 \cdot 10^{-6}} = 57,8 k\Omega \quad (16)$$

Hodnota odporu R₂₈ vyšla 57,8kΩ, z odporové řady zvolíme 56kΩ. Odpor R₂₉, který nám uzemní kolektor tranzistoru Q3, zvolíme 1kΩ.

Návrh astabilního čítače (blikáč)

Jak už bylo řečeno, blikání LED diody 2 bude vytvořeno pomocí astabilního obvodu. Ten je vytvořen pomocí obvodu TS555 (IC2) a příslušných pasivních součástek. Zapojení obvodu je doporučeno podle výrobce a je na Obr. 20 [24]. Obvod pracuje na principu nabíjení a vybíjení kondenzátoru C₂. Při astabilním zapojení se kondenzátor C₂ nabíjí a

vybíjí mezi $1/3U_{cc}$ a $2/3U_{cc}$. Nabíjecí čas t_1 je dán velikostí odporů R_7 , R_8 a také velikostí kapacity C_2 . Vybíjecí čas t_2 je dán velikostí odporu R_8 a kapacity C_2 . Hodnoty odporů se potom vypočítají podle vztahu (17),(18) [24].

$$\begin{aligned} t_2 &= 0,693 \cdot R_8 \cdot C_2 \Rightarrow 0,5 = 0,693 \cdot R_8 \cdot (10 \cdot 10^{-6}) \\ R_8 &= 72,15 k\Omega \end{aligned} \quad (17)$$

kde t_2 (vybíjecí čas) jsme si zvolili 0,5s a C_2 10 μ F. Z odporové řady byla zvolena hodnota odporu R_8 75k Ω .

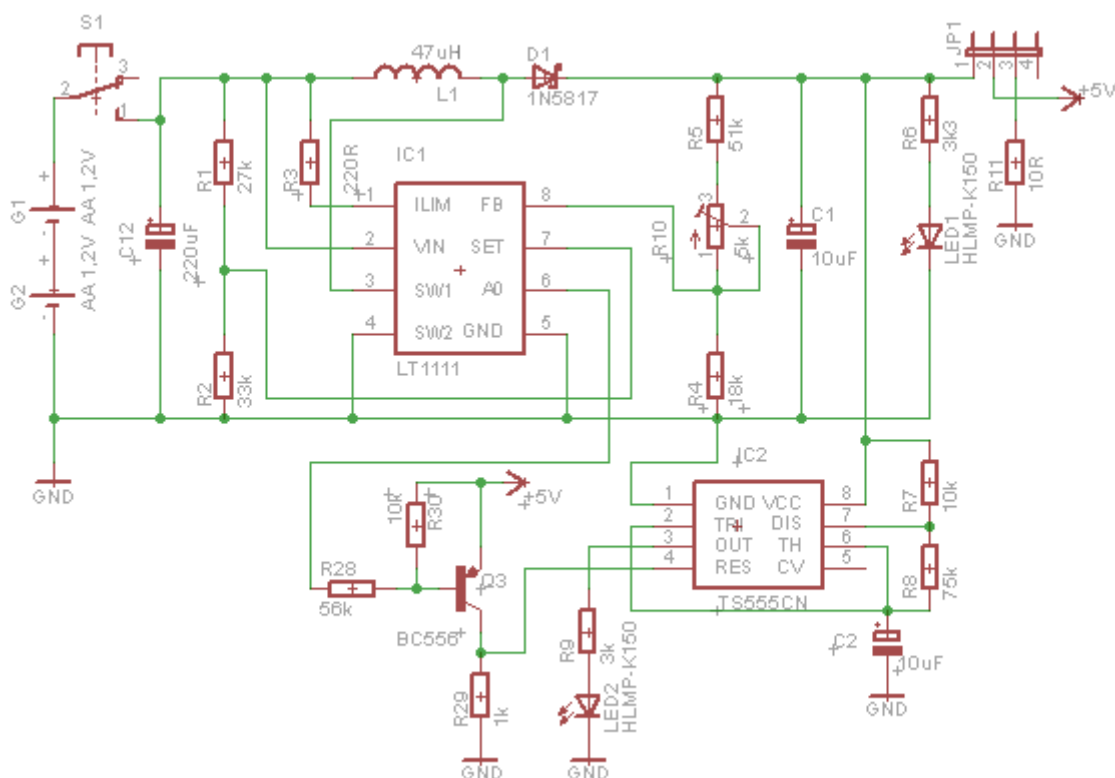
$$t_1 = 0,693 \cdot (R_7 + R_8) \cdot C_7 = 0,693 \cdot (10000 + 72150) \cdot (10 \cdot 10^{-6}) = 0,57s \quad (18)$$

Hodnota odporu R_7 je zvolena takovým způsobem, aby blikání LED2 bylo jednoznačné a rychlost blikání byla přiměřená. Velikost odporu je vhodná od $5k\Omega$ do $15k\Omega$, v tomto případě je zvoleno $10k\Omega$. Potom doba t_1 bude $0,57s$ (vztah 18).

Jako blikající LED2 byla zvolena dioda typu HLMP-K150, která disponuje dobrou účinností při nízkém provozním proudu 1mA a $U_D = 1,6V$. Dioda je připojena na výstup OUT obvodu TS555 (Obr. 20). Protože napětí na výstupu OUT je 5V, musí být do série s diodou zapojen předřadný odpor R_9 .

$$R_9 = \frac{U_{cc} - U_D}{I_D} = \frac{5 - 1,6}{1 \cdot 10^{-3}} = \underline{\underline{3,4 k\Omega}}, \quad (19)$$

kde U_{cc} je napájecí napětí, U_D je napětí na diodě a I_D je proud procházející diodou. Velikost odporu R_9 byla zvolena z katalogu 3,3k Ω .

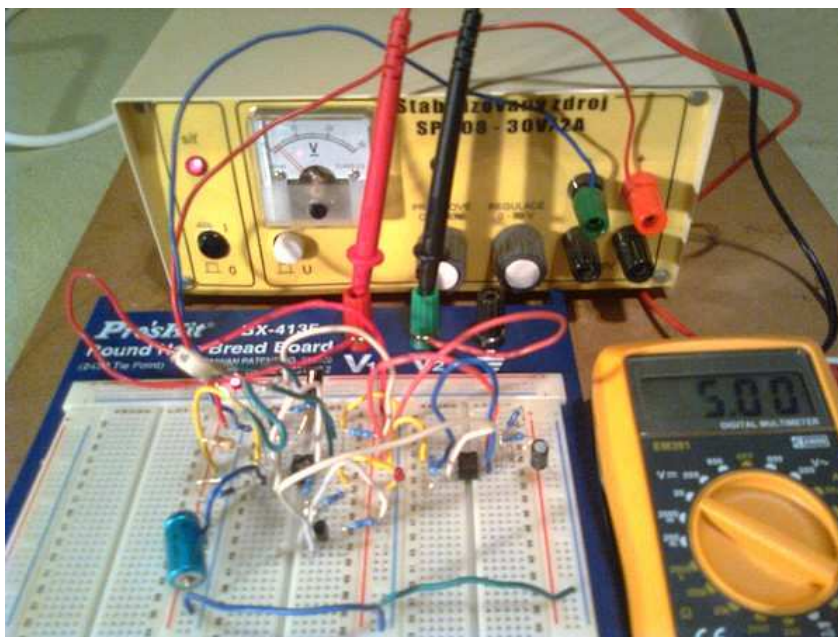


Obr. 21 Celkové zapojení napájení spolu s indikací nízkého napětí

Praktické odzkoušení napájení a indikace

Po teoretickém návrhu jsme zapojení napájení a indikace nízkého napětí odzkoušeli na nepájivém poli (viz Obr. 22). Při zkoušení indikace napětí jsme například zkoušeli nejvhodnější hodnotu odporu R_7 , jak bylo psáno výše. Celkové schéma napájení a indikace je uvedeno na Obr. 21.

Při indikaci LED diodou nastal problém. Nejprve LED svítila a následně začala blikat při nižším napětí baterie než je zapotřebí (vznikala tzv. hysteréze). Tento problém byl vyřešen připojením C_{12} paralelně k napájení. Hodnota této kapacity by měla být minimálně $100\mu\text{F}$, v našem případě je použit elektrolytický kondenzátor s kapacitou $220\mu\text{F}$.



Obr. 22 Kontrola obvodu napájení a indikace nízkého napětí

8.3 Řídící jednotka – mikroprocesor

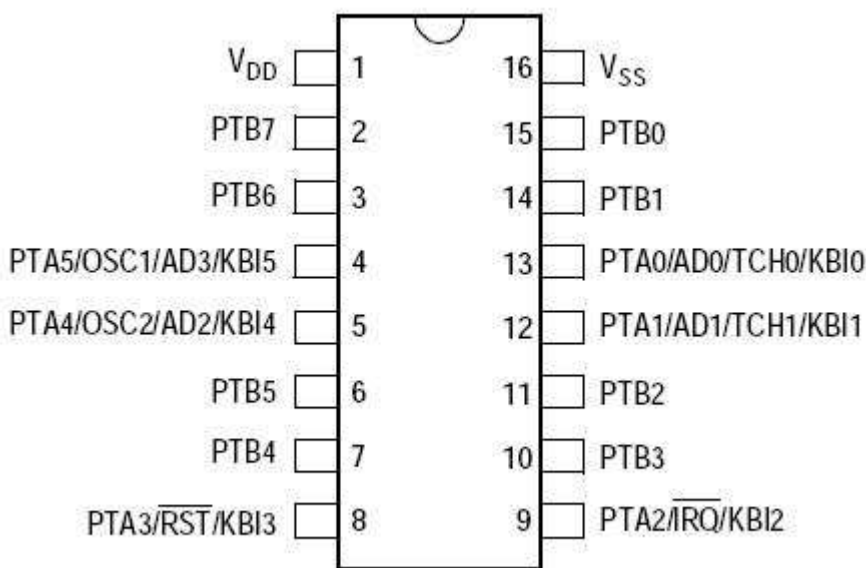
Jako řídicí jednotka je použit mikrokontrolér firmy Motorola. Využíván je mikrokontrolér MC68HC908QY4 z řady HC08 Nitron. Jedná se o nejmenší mikrokontrolér série HC08 a disponuje FLASH pamětí. Obsahuje 16 vývodů (viz Obr. 23, pouzdro DIL), kde 14 vývodů je k dispozici uživateli a 2 vývody slouží pro napájení samotného MCU. Tento MCU je vybrán z několika důvodů. Prvním důvodem je snadná dostupnost veškerého vybavení (kit, software), které je zapotřebí při práci s mikrokontrolérem. Dalším důvodem je možnost přepínání MCU mezi uživatelským a programovacím módem (viz strana 44 „Monitor a user mode”) a v neposlední řadě jeho dostupnost a cena.

Základní vlastnosti daného mikrokontroléru [25]:

- Architektura typu von Neumann, tj. data i program jsou umístěny ve stejném paměťovém prostoru
- Periferie jsou paměťově mapované
- Napájení v rozmezí 2,7 až 5,5V
- Maximální kmitočet interní sběrnice 8MHz

- Vnitřní generátor hodin řízený oscilátorem s kmitočtem 12,8MHz, tedy 3,2MHz na sběrnici
- Možnost externího taktování až 32MHz
- Obsahuje FLASH paměť 4kB, programovatelná přímo v aplikaci
- 128B paměti RAM
- Dvoukanálový IC/OC/PWM čítač/časovač
- 8bitový A/D převodník
- 6 vstupů přerušení od klávesnice
- kontrola správné funkce programu, detekce nízkého napětí, detekce neplatné instrukce, detekce neplatné adresy
- velmi malý příkon, plně statická funkce (pracuje od 0Hz hodinového taktu), několik úsporných módů

Přesnost vnitřního generátoru s kmitočtem 12,8MHz je lepší než $\Delta f_{osc} < 25\%$. Tuto hodnotu tolerance lze vylepšit použitím vnitřního trimovacího odporu (registr OSCTRIM) až pod $\Delta f_{osc} < 5\%$. MCU bude sloužit pouze jako generátor impulsů, proto můžeme vyřadit přerušení. Ukázka programovacího modelu a vnitřního zapojení mikrokontroléru je uvedeno na Obr. 24 a 25.

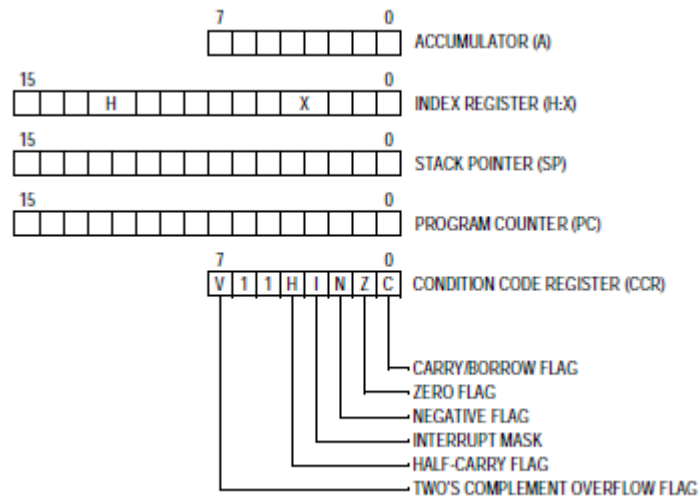


Obr. 23 Ukázka pouzdra a vývodů MCU [26]

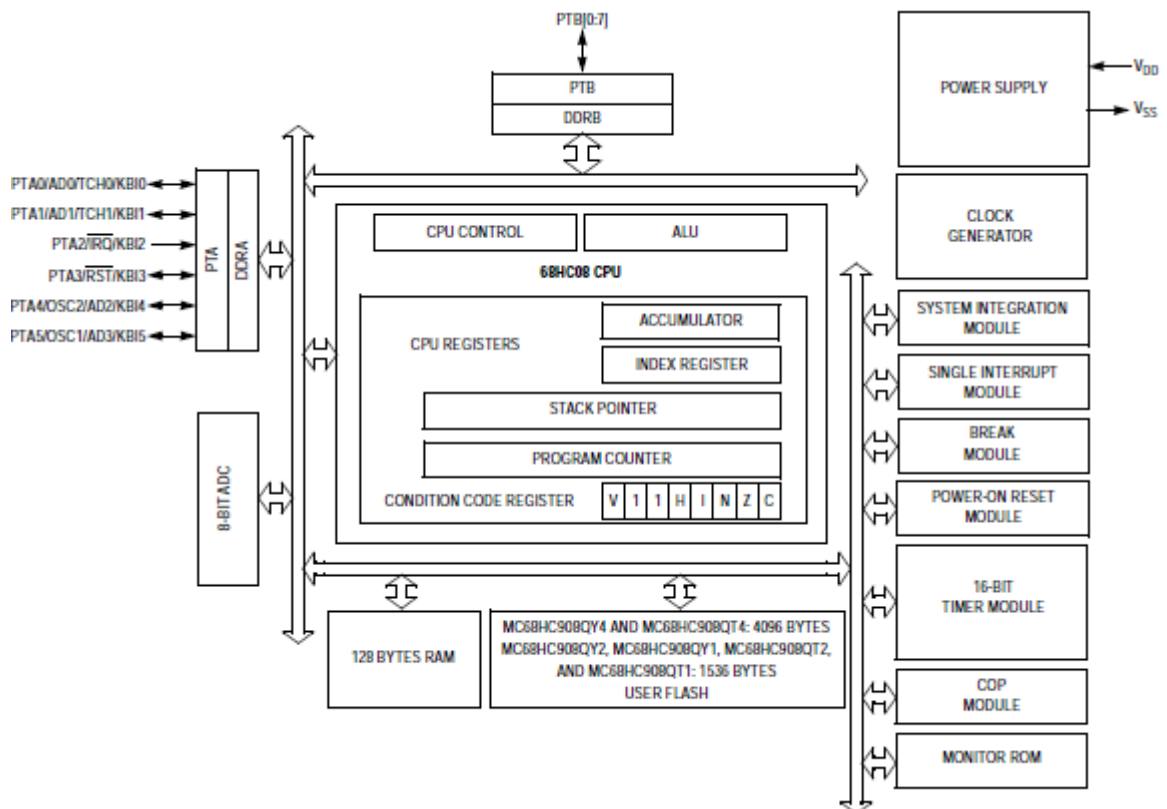
Z daných 14 vývodů pro uživatele je využito 6 vývodů (PTB0-PTB7) pro paralelní přenos binárního kódu do D/A převodníku. Další dva vývody (PTA0, PTA5) jsou použity pro řídicí signály D/A převodníku. Zbývající 4 vývody (PTA1, PTA2, PTA3, PTA4) jsou použity pro volbu a indikaci daného stimulačního programu (tlačítka a LED diody).

Úkol mikrokontroléru (IC4) je takový, že na jeho 8bitové výstupní bráně (PTB0-PTB7) budou generovány impulsy, které jsou vyjádřeny v binárním kódu. Každý binární kód bude reprezentovat parametry požadovaného stimulačního programu (amplituda, šířka impulsu a opakovací perioda). Tyto parametry si navolíme příslušným naprogramováním. Binární kód se poté převede pomocí D/A převodníku na analogové napětí s požadovanými

parametry. Tímto způsobem máme zajištěno nastavování parametrů impulsů elektronicky, čímž se vyhneme možným závadám, které by mohly vzniknout mechanickým nastavováním.



Obr. 24 Ukázka programovacího modelu [26]

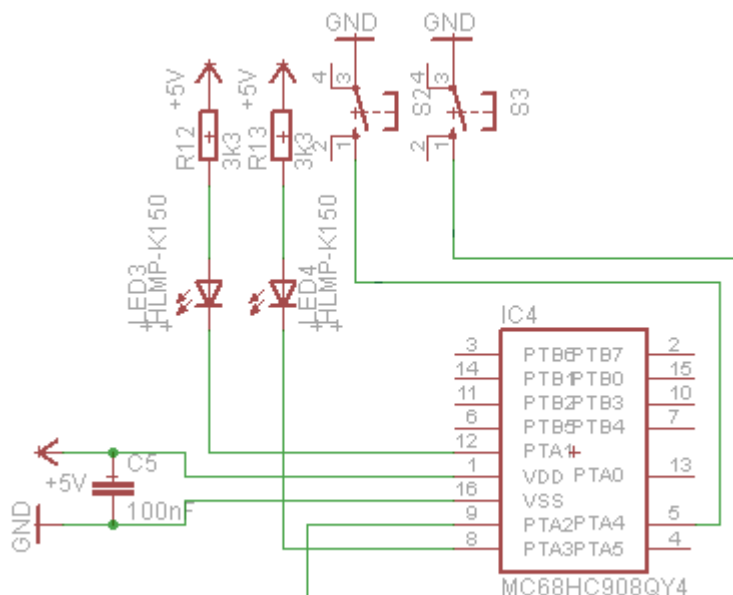


Obr. 25 Vnitřní zapojení MCU [26]

8.4 Výběr a indikace stimulačního programu

Jak už bylo napsané v kapitole 6, externí generátor má mít jednoduché ovládání. Pro volbu stimulačního programu jsou použity tlačítka. Aby bylo zřetelné navolení příslušného stimulačního programu, je zde indikace příslušnou LED diodou.

V mikrokontroléru jsou nahrány dva stimulační programy, které se volí zmáčknutím příslušného tlačítka (S2,S3). Pokud je zmáčknuto tlačítko S2, je zvolen stimulační program 1 a rozsvítí se LED4. Jestliže je zmáčknuto tlačítko S3 , potom je zvolen stimulační program 2 a rozsvítí se LED3. Zapojení příslušných tlačítek a LED diod je uvedeno na Obr. 26.



Obr. 26 Zapojení volby a indikace programu

Tlačítka jsou připojena k příslušným pinům MCU (PTA2, PTA4) a jsou zapojena „proti zemi“. Stisknuté tlačítko se tedy projeví logickou 0 na příslušném vstupu MCU. Protože jsou příslušné signály vybaveny vnitřními pull-up rezistory, nejsou zapotřebí externí. Připojení těchto rezistorů je provedeno pomocí registru PTAPUE, kterým připojíme k příslušným bitům (Port A, bit 2 a 4) dané pull-up rezistory [27]. Pokud jsou tlačítka nestisknuta, bude pomocí pull-up rezistorů na vstupu MCU logická 1, stlačením tlačítka bude na vstupu logická 0.

LED diody jsou zapojeny se společnou anodou (anoda připojena na napájecí napětí) a katoda je připojena na příslušný vstup MCU (PTA1, PTA3). Tímto je nastaveno, že LED diody budou buzeny logickou 0 z mikrokontroléru (LED svítí při log. 0). Jako LED dioda je zvolena HLMP-K150, která má velmi dobrou účinnost při nízkém provozním proudu 1mA a $U_D = 1,6V$. Velikost odporu vypočteme podle vztahu (11).

$$R_{12}, R_{13} = \frac{U_{cc} - U_D}{I_D} = \frac{5 - 1,6}{1 \cdot 10^{-3}} = \underline{\underline{3,4k\Omega}},$$

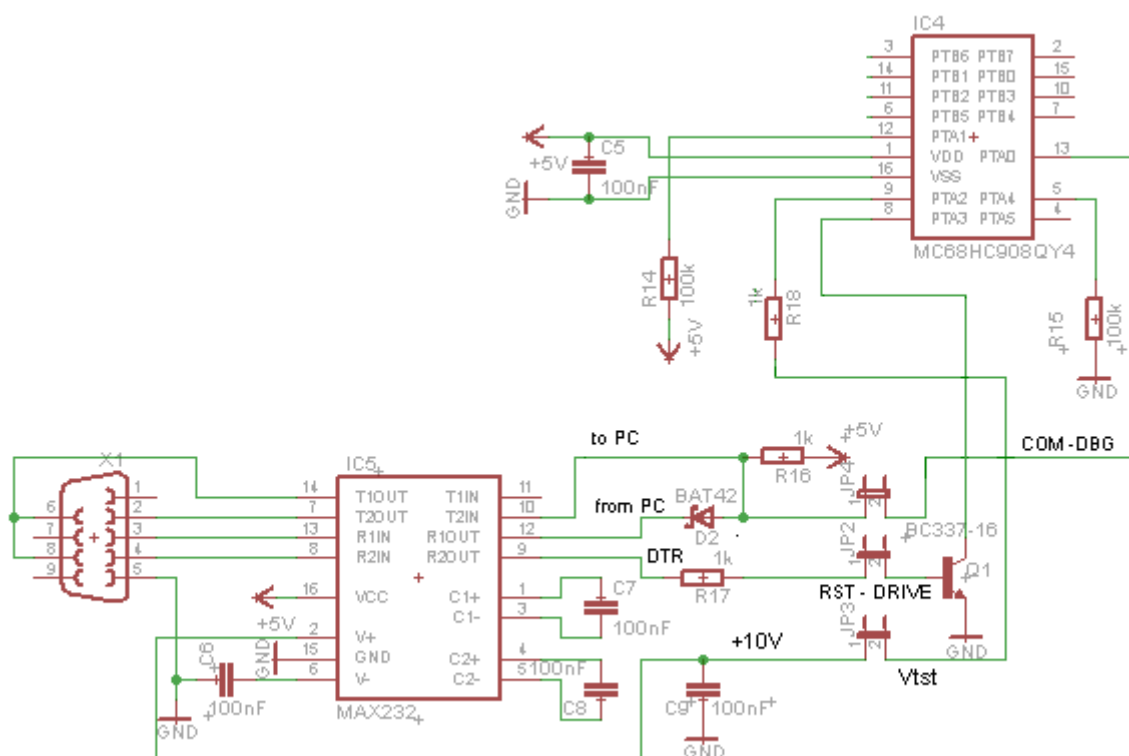
kde U_{cc} je napájecí napětí, U_D napětí na diodě v propustném směru a I_D je proud diodou v propustném směru. Z katalogu je zvolena hodnota $R_{12}, R_{13} = 3,3k\Omega$.

8.5 Spojení a komunikace s PC

Je velmi důležité, aby do mikrokontroléru šly nahrávat nebo měnit stimulační programy. K tomu bude sloužit rozhraní, které nám to umožní. V tomto případě je použito rozhraní RS232. Velkou výhodou je, že samotný mikrokontrolér lze programovat (nahrávat nové nebo měnit stimulační programy) přímo v aplikaci.

8.5.1 Rozhraní RS232

Spojení MCU (IC4) s počítačem je provedeno pomocí obvodu MAX232 (IC5), který nám převádí standardní sériovou linku na poloduplexní signál pro mikrokontrolér. Zapojení daného obvodu a připojení k MCU je uvedeno na Obr. 27 [27]. Zapojení vychází ze standardního zapojení obvodu MAX232.



Obr. 27 Zapojení komunikace MCU s PC, rozhraní RS232 [27]

Pro spojení generátoru s PC poslouží obyčejný sériový konektor X1. Kapacity C₆, C₇, C₈ a C₉ slouží pro napěťový měnič. Sériový datový signál FROM_PC je veden do obvodu AND, který je tvořen pomocí R₁₆ a D₂. Zde se vytvoří poloduplexní sériový signál COMM_DBG, který je přiváděn na vývod MCU (PTA0). Zároveň je tento signál přes vysílač T2IN obvodu IC5 veden zpět do počítače (signál TO_PC). Díky tomuto zapojení máme pro obousměrnou komunikaci obsazen pouze jediný vývod mikrokontroléru [27].

Pro resetování z počítače se využívá signál DTR. Při aktivaci signálu DTR se RESET mikrokontroléru uvolňuje, naopak při deaktivaci signálu DTR se mikrokontrolér resetuje. Signál je veden přes odpor R₁₇ a tranzistor Q₁ (BC337-16), který tvoří invertor s otevřeným kolektorem. Ten je připojen na resetovací vstup MCU (PTA3). V době ladění (monitor mode) je na signálu DTR logická 0 (využívá se negativní logiky) [27].

Obvod MAX232 se také využívá jako generátor napětí 10V. Z tohoto napětí se vytváří pomocí odporu R₁₈ signál V_{ts}, který slouží pro přepnutí mikrokontroléru do MONITOR MODE (programovací mód). Odpor R₁₄ a R₁₅ zajišťují přepínání z USER MODE do MONITOR MODE. Jejich hodnota je zvolena podle výrobce 100kΩ [27, 28].

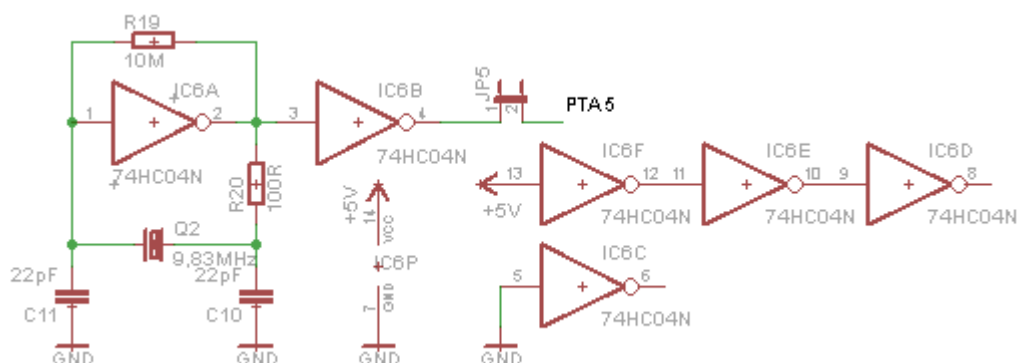
Hodnoty použitých kondenzátorů (C_6 , C_7 , C_8 a C_9) jsou zvoleny také podle doporučení a to 100nF. Rezistor R_{16} lze zvolit v rozsahu 470R až 10k, v tomto případě byla zvolena hodnota 1k Ω . Jako diodu D_2 lze zvolit jakýkoliv typ s co nejmenším přechodovým napětím v otevřeném směru. Zvolena je Shottkyho dioda BAT42. Pro R_{17} je potřeba zvolit takovou hodnotu, aby se při logické 1 (5V) na vstupu 9 obvodu MAX232 dosáhlo minimálního proudu pro otevření Q_1 , ale aby nebyl tranzistor zbytečně přetěžován. Podle doporučení je zvolena hodnota 1k Ω . Hodnota odporu R_{18} by měla být podle výrobce v rozsahu 470R až 1,5k, v tomto případě je zvolena hodnota 1k Ω . Tranzistor Q_1 je nízkovýkonový bipolární NPN tranzistor. Vyhoví například BC337 [27, 28].

8.5.2 Generátor hodin

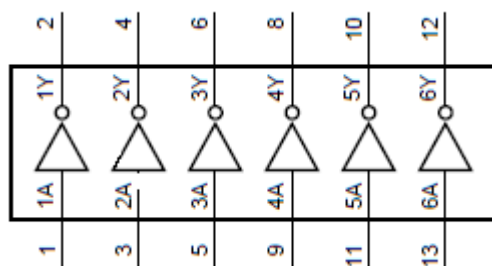
Abychom mohli uvést mikrokontrolér do MONITOR MODE (programovací mód), je zapotřebí externí generátor hodin. Použit je výrobcem doporučený krystalový oscilátor, který generuje signál s kmitočtem 9,8304 MHz [27].

Oscilátor je tvořen krystalovým oscilátorem Q_2 , který je zapojen spolu s obvodem 74HC04 (IC6) v klasickém zapojení s invertorem IC6A (Obr. 28). Spolu s krystalem je generátor tvořen také odpory R_{19} , R_{20} a kondenzátory C_{10} , C_{11} . Hodnoty těchto součástek jsou doporučené výrobcem a nedoporučuje se je měnit [27].

Signál z oscilátoru (IC6A) je veden na druhý inverter IC6B, kde se dotvaruje. Dotvarovaný signál je veden přes propojku JP5 na příslušný vstup mikrokontroléru (PTA5). Tento hodinový signál lze kdykoli (podle potřeby) od MCU odpojit. Invertory IC6F, IC6E, IC6D jsou propojeny a na vstup 13 obvodu IC6F je přivedeno napětí 5V, které zamezí vstupu rušení. Invertor IC6C je vývodem 5 připojen k zemi. Uspořádání invertorů v obvodu 74HC04 je nakresleno na Obr. 29.



Obr. 28 Zapojení externího generátoru hodin [27]



Obr. 29 Vnitřní zapojení obvodu 74HC04 [29]

8.5.3 „Monitor a User mode“

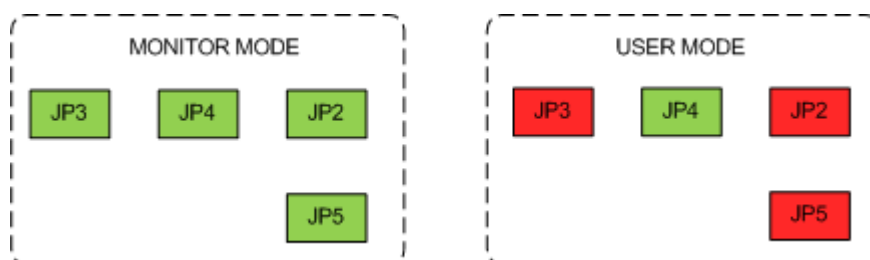
Velkou výhodou mikrokontrolérů řady HC08 je funkce programování přímo v aplikaci (ICD – in circuit development). To nám umožňuje programovat a vyvíjet software přímo v aplikaci, aniž by se musel daný MCU vytahovat a programovat zvlášť. K programování MCU slouží tzv. MONITOR MODE a pro samotné používání MCU slouží USER MODE.

MONITOR MODE

Tento mód (viz Obr. 30) navolíme propojením JP2 – na vývod PTA3 je přiveden signál DTR (RST-DRIVE). Dále musí být propojena propojka JP3, kdy je na vývod PTA2 přiveden signál o napětí 10V. Tento signál navolí daný monitor mode. Spojena musí být také propojka JP4, která přivede signál (naprogramovaná data) na PTA0. V neposlední řadě musí být spojena také propojka JP5 – na PTA5 je přiváděn signál z externího oscilátoru s kmitočtem 9,8304 MHz [27].

USER MODE

Pokud bude MCU naprogramován, musíme MCU přepnout do uživatelského módu (viz Obr. 30) a externí generátor bude připraven k použití. To provedeme rozpojením propojek JP2, JP3 a JP5 (není nutné, ale pro jistotu). Nakonec MCU resetujeme propojením JP1 (spojení 2 a 3) a následné vrácení (spojení 1 a 2) [27].



Obr. 30 Propojení propojek na přístroji – Monitor mode a User mode, zelená - propojeno, červená-nepropojeno

8.6 D/A převodník

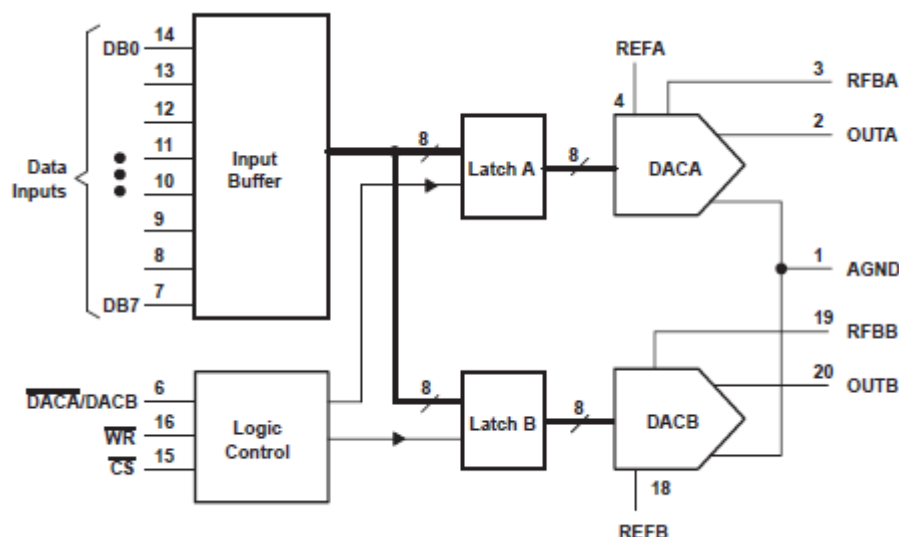
Stimulační impulsy jsou na výstupu MCU reprezentovány v podobě 8 bitového kódu. Pro převod tohoto kódu na analogové napětí je použit 8 bitový duální CMOS D/A převodník TLC7528 (IC9).

Data z MCU v podobě 8 bitového kódu vstupují nejdříve do vstupní vyrovnávací paměti (Input Buffer). Následně se data přenáší do jedné ze dvou datových záchytek (LatchA nebo LatchB) přes společný 8-bit TTL/CMOS kompatibilní vstupní port. Pomocí ovládacího vstupu DACA/DACB je navoleno, do kterého DAC se data načtou. Výběr DACA nebo DACB navolíme příslušnou log. 0 nebo log. 1 [30]. V našem případě bude použit pouze DACA, proto podle tabulky 1 navolíme na vstup DACA/DACB logickou 0.

DACA/DACB	CS	WR	DACA	DACB
L	L	L	Write	Hold
H	L	L	Hold	Write
X	H	X	Hold	Hold
X	X	H	Hold	Hold

Tabulka 1 Výběr daného módu, L-log. 0, H-log.1, X-volitelný [30]

Signál WR a CS řídí načtení a zápis dat. V tomto případě je zapotřebí, aby výstup D/A převodníku reagoval na právě přivedená data na DB0-DB7. Proto z tabulky 1 je zvolena pro oba řídicí signály (WR,CS) logická 0. To nám zajistí, že na DACA bude zvolen tzv. write mode (zápis dat ze vstupu).



Obr. 31 Vnitřní zapojení D/A převodníku [30]

Samotný DACA obsahuje síť R-2R odporů, která převádí paralelně přivedený binární kód (8-bitový, např. 11111111) na analogové napětí. Potom výstupní napětí U_{amp} pro kód 11111111 bude podle vzorce (20) [30].

$$U_{amp} = U_{ref} \cdot \left(\frac{127}{128} \right) = 2,5 \cdot \left(\frac{127}{128} \right) = 2,48V \approx 2,5V, \quad (20)$$

kde U_{ref} je napětí referenčního zdroje (IC3). Poměr 127/128 je pro bipolární zapojení koncového stupně pro příslušný kód (viz Tabulka 2) [30].

DAC LATCH CONTENTS		ANALOG OUTPUT
MSB	LSB†	
1	1	$V_I (127/128)$
1	0	$V_I (1/128)$
1	0	0 V
0	1	$-V_I (1/128)$
0	0	$-V_I (127/128)$
0	0	$-V_I (128/128)$

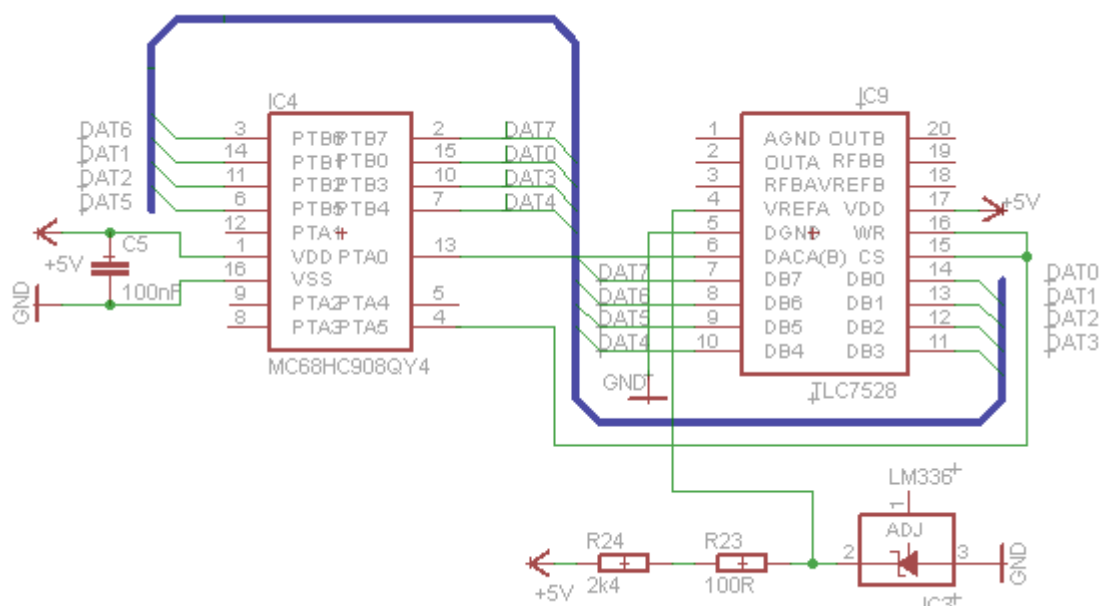
Tabulka 2 Bipolární (binární) kódy [30]

Tento převodník může být napájen 5V nebo 15V a referenční napětí může být až 10V [30]. V tomto případě je použito referenční napětí 2,5V, tudíž maximální napětí daných stimulačních impulsů bude 2,5V. Jako zdroj referenčního napětí je použit prvek LM336-2,5V (IC3). Jde o levný a jednoduchý referenční zdroj, který pracuje s nízkým provozním proudem ($I_R = 1mA$). Správná funkčnost je v rozmezí 0 až +70°C [31]. Hodnoty odporů R_{24} a R_{23} jsou vypočítané podle vztahu (21). Zapojení referenčního zdroje a D/A převodníku k MCU je na Obr. 32.

$$R_{24} = \frac{U_{cc} - U_D}{I_R} = \frac{5 - 2,5}{1 \cdot 10^{-3}} = 2,5k\Omega, \quad (21)$$

kde U_{cc} je napájecí napětí 5V, U_D je napětí referenčního zdroje a I_R je proud referenčním zdrojem. Jelikož v odporové řadě je pouze hodnota 2,4kΩ, je přidán do série odpor R_{23} s hodnotou 100Ω.

Díky použití D/A převodníku bude úprava amplitudy řešena elektronicky a nemusí být nastavována mechanickými prvky, které by mohly vést k větší složitosti nebo snadné závadě.

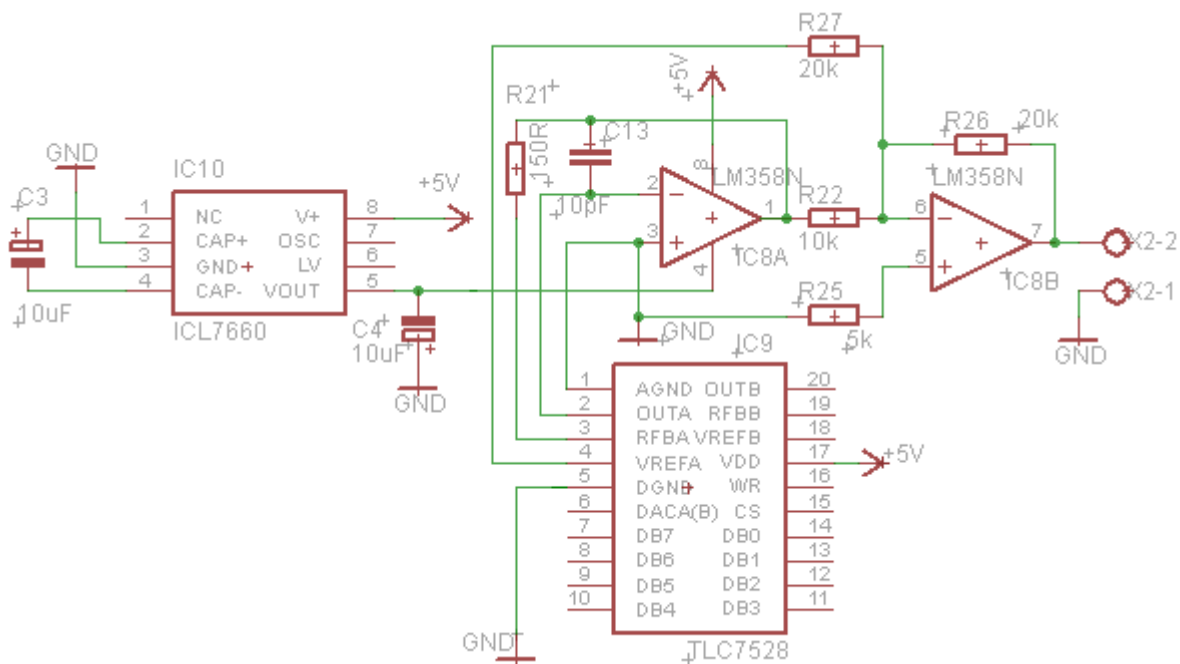


Obr. 32 Zapojení referenčního zdroje a D/A převodníku k MCU

8.7 Koncový stupeň

Výstup z D/A převodníku je vyveden přímo z DACA (viz Obr. 31), který je tvořen systémem R-2R. Tento výstup není chráněn nijak proti zkratu, proto se na výstup připojuje koncový stupeň. Zároveň chrání D/A převodník proti možnému velkému odběru proudu. Náš předpokládaný proud je 2,5mA. Tato hodnota vychází z předpokládané zátěže $Z=1000\Omega$ a výstupního napětí 2,5V.

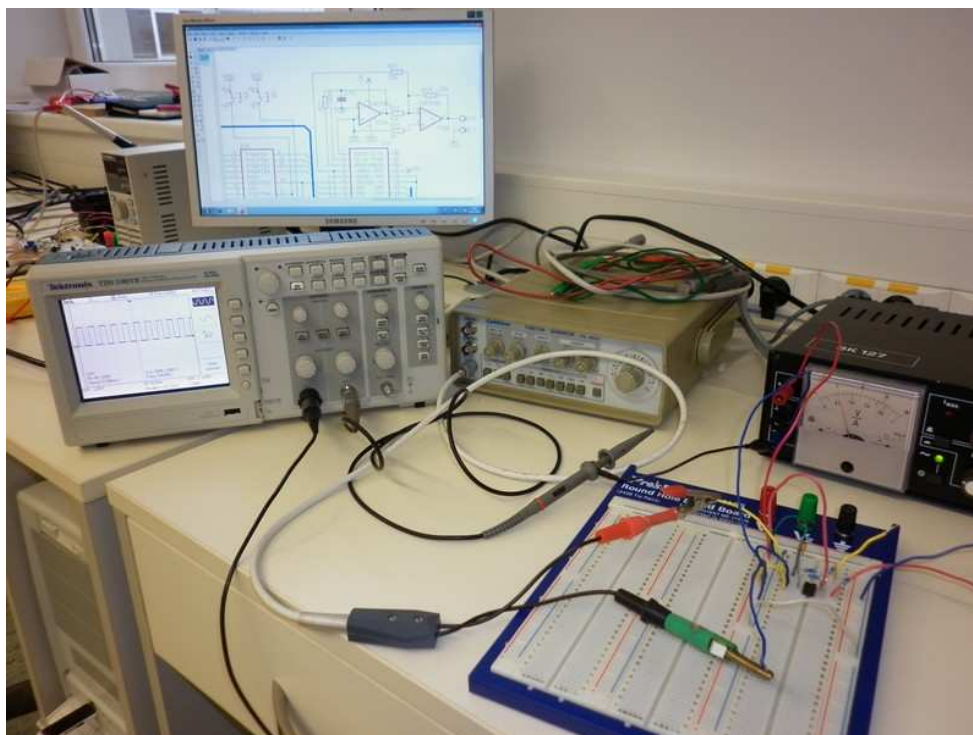
Ve většině případů je dané zapojení koncového stupně doporučeno výrobcem D/A převodníku. V tomto případě je použit dvojitý operační zesilovač LM358 (IC8) v příslušném zapojení, v tzv. bipolárním zapojení (Obr. 33) [30]. Tento obvod má v sobě dva operační zesilovače (IC8A, IC8B). Operační zesilovač IC8A je v invertujícím zapojení, které má symetrické napájení $\pm 5V$. Ve zpětné vazbě je zapojen kondenzátor C_{13} a odpor R_{21} , který je připojen na výstup D/A převodníku RFBA. Samotný výstup D/A převodníku OUTA je přiveden na invertující vstup IC8A. Operační zesilovač IC8B je také v invertujícím zapojení a je spojen odporem R_{22} s IC8A. Ve zpětné vazbě je zapojen odpor R_{26} . Na invertující vstup IC8B je přes odpor R_{27} přiváděno referenční napětí. Všechny hodnoty součástek jsou voleny podle doporučení výrobcem [30].



Obr. 33 Zapojení koncového stupně k D/A převodníku [30]

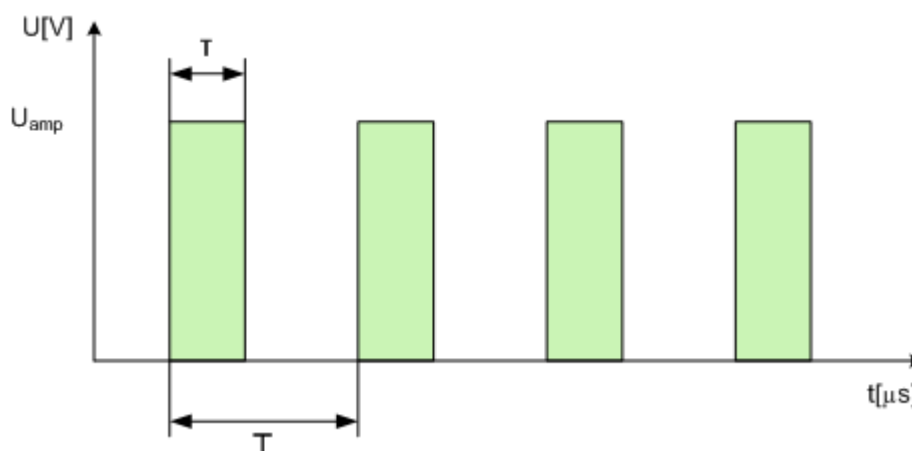
Praktické odzkoušení koncového stupně

Při návrhu nebylo jasné, zda napájení koncového stupně (viz Obr. 33) bude symetrické nebo nesymetrické. Prakticky jsme odzkoušeli koncový stupeň na nepájitivém poli (Obr. 34) a zjistili, že méně problémů bylo při použití symetrického napájení. Proto napájení bylo zvoleno symetrické $\pm 5V$.



Obr. 34 Praktické odzkoušení koncového stupně

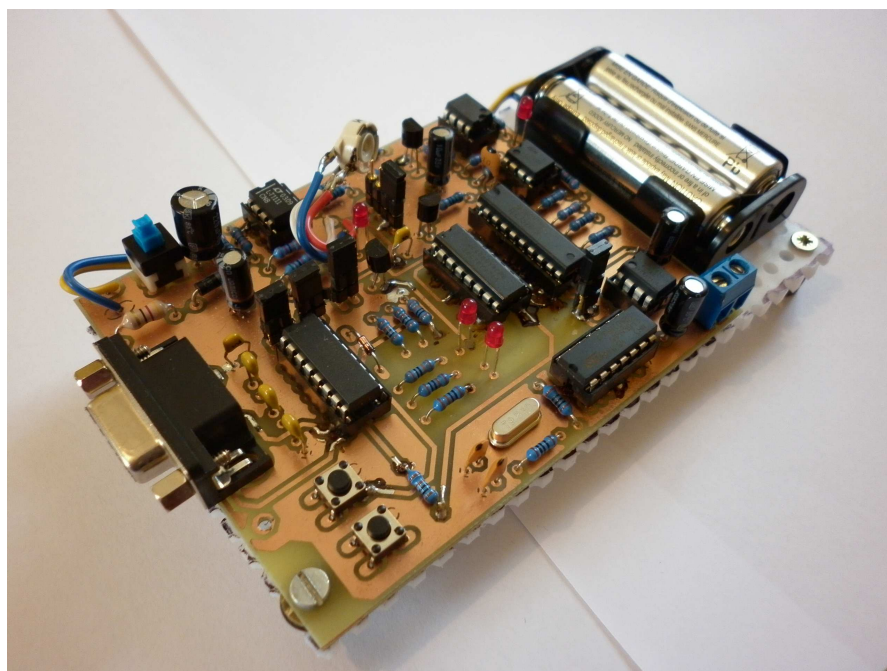
Z tohoto koncového stupně jsou odebrány a využívány požadované stimulační impulsy, které jsme si naprogramovali. Tyto stimulační impulsy s požadovanými parametry jsou posílány pomocí elektrod na požadované stimulované místo (např. epidurální prostor – míšní stimulace). Ukázka a popis takovýchto stimulačních impulsů je na Obr. 35.



Obr. 35 Ukázka a popis stimulačních impulsů z našeho generátoru (τ -šíře impulsu, T -perioda opakování impulsů, U_{amp} - amplituda impulsu)

8.8 Realizace externího generátoru

Po teoretickém návrhu a odzkoušení některých dílčích obvodů (napájení, indikace nízkého napětí, koncový stupeň), byl tento přístroj prakticky realizován. Vytvořen je praktický vzorek, který je plně funkční. Protože jde o zkušební vzorek, jsou zde pouze dva stimulační programy, které jdou samozřejmě měnit přeprogramováním pomocí PC. Návrh a návrh plošných spojů (viz Příloha B) byl proveden v programu Eagle. Konečné schéma daného externího pulzního generátoru pro neuromodulaci je uvedeno v Příloze A. Vyrobený vzorek externího pulzního generátoru je zobrazen na Obr. 36.



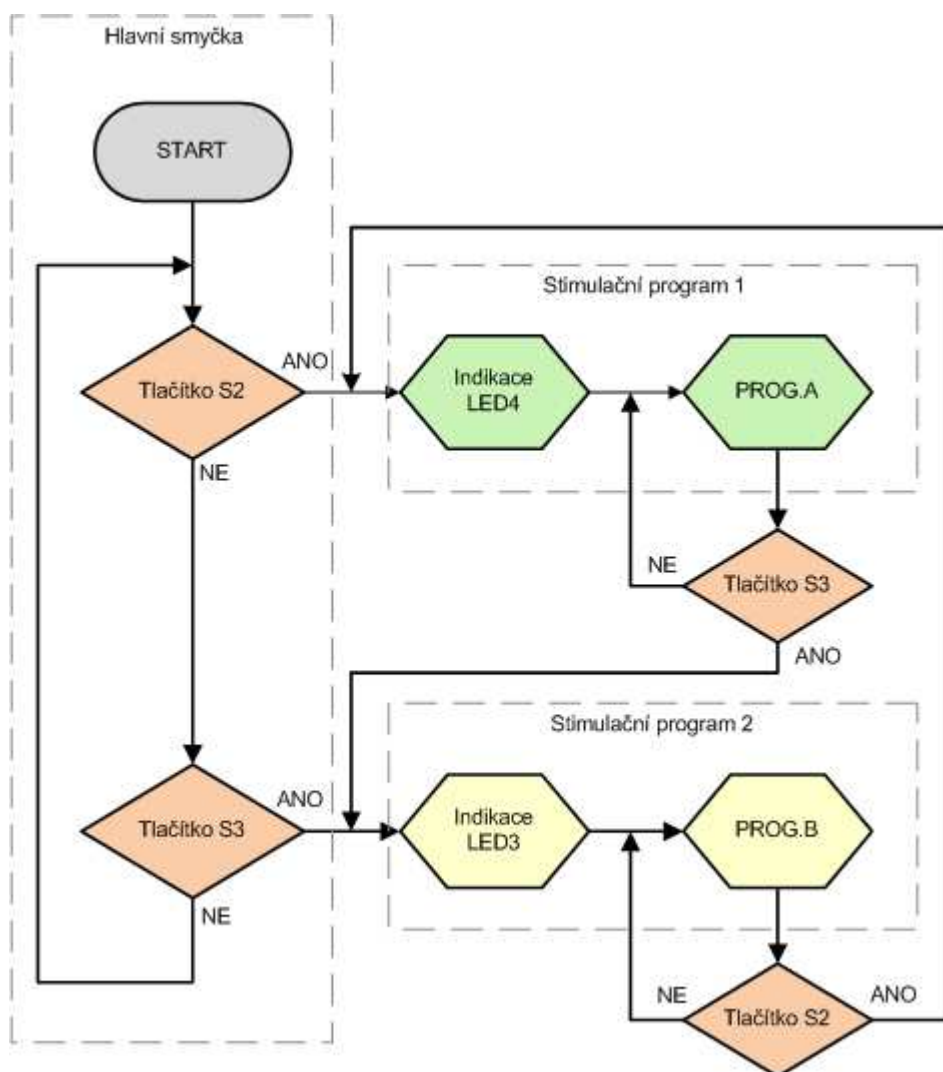
Obr. 36 Vyrobený vzorek externího generátoru

9 Softwarové řešení

Jak už bylo napsáno, hlavní částí přístroje je mikrokontrolér, který bude generovat stimulační impulsy. Tyto stimulační impulsy jsou reprezentovány binárním kódem, který reprezentuje naprogramovaný stimulační program v MCU. Nyní si popíšeme, jak daný program bude vypadat.

9.1 Návrh a popis programu

Program je napsán v jazyce assembler. Samotný program mikrokontroléru se skládá z hlavní smyčky, která slouží pro výběr stimulačního programu. Dále je tvořen ze dvou vnořených smyček, kde každá smyčka slouží k vytvoření daného stimulačního programu. Vytvořený vývojový diagram je na Obr. 37.

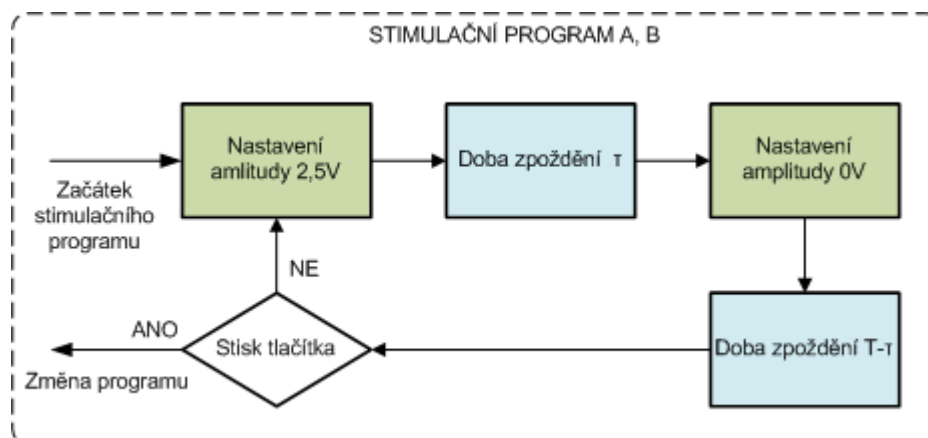


Obr. 37 Vývojový diagram programu

Po zapnutí MCU proběhne definice konstant, inicializace vstupních a výstupních portů, inicializace registrů CPU a také se definují proměnné. V našem případě jsme definovali 4 proměnné (4 relativně adresované byty – pom, pom+1, pom+2, pom+3). U inicializace vstupních, výstupních portů je nastaveno, které bity budou vstupní a výstupní (viz Příloha E).

Nastavení amplitudy a nastavení jednotlivých zpoždění je napsáno jako samostatné MACRO. Tyto jednotlivá MACRA jsou také definována na začátku programu (viz. Příloha E). Po všech těchto definicích se nastaví počáteční stav LED diod (LED3 a LED4 jsou vypnuty) a také správný řídicí signál WR/CS a DACA pro D/A převodník.

Následně začne probíhat hlavní smyčka, dokud není zmáčknuto jedno z tlačítek S2, S3. Po zmáčknutí jednoho z těchto tlačítek je navolen stimulační program 1 nebo 2 (Obr. 37). Pokud je zmáčknuto tlačítko S2, indikuje se led diodou (LED4) stimulační program 1. Po indikaci daného programu začne probíhat samotný program A (PROG.A – viz Obr. 38), který je napsán jako smyčka. Na konci této smyčky je vždy testováno zmáčknutí tlačítka S3, kterým lze změnit stimulační program 1 za stimulační program 2. Tento program se indikuje led diodou LED3 a následně probíhá program B (PROG.B – viz Obr. 38), který je napsán stejně jako program A, ale s jinými parametry.



Obr. 38 Vývojový diagram programu A, B

Jak už bylo napsané, oba stimulační programy jsou napsány stejně, liší se pouze v jednotlivých parametrech (šíře impulsu, opakovací frekvence) a testu zmáčknutého tlačítka na konci smyčky. Vývojový diagram stimulačního programu (PROG.A, PROG.B) je uveden na Obr. 38.

Jeden cyklus programu (1 smyčka) vytvoří jeden stimulační impuls. Po dalším opakování programu ve smyčce vznikne sled impulsů. Na začátku smyčky se amplituda nastaví na požadovanou hodnotu, v tomto případě 2,5V. Tato hodnota bude na výstupu po dobu τ , která určuje šířku stimulačního impulsu. Následně se amplituda nastaví na 0V a setrvá na výstupu takovou dobu ($T-\tau$), která je potřebná pro dodržení periody opakování impulsů. Průběh a popis těchto impulsů je na Obr. 35.

9.2 Nastavení šířky impulsů

Nastavení šířky impulsu je vyřešeno pomocí zpoždění, které je vyřešeno smyčkou dekrementující instrukce (**dbnz**). Tato instrukce dekrementuje pomocnou proměnnou **pom**, kterou jsme si definovali na začátku programu.

Vnitřní kmitočet oscilátoru MCU je 3,2MHz na sběrnici, tudíž jeden cyklus podle vzorce (21) trvá $0,3125\mu s$.

$$t = \frac{1}{f} = \frac{1}{3,2MHz} = 0,3125\mu s \quad (21)$$

Samotná instrukce **dbnz** nám spotřebuje 5 cyklů, tudíž jeden cyklus (smyčka) dekrementace trvá 1,5625μs. Pro nastavení šíře impulsu 60μs je zapotřebí 38,4 cyklů (60μs/1,5625μs). Vidíme, že tento přesný počet cyklů nelze nastavit, proto použijeme ve smyčce dekrementace ještě jednu instrukci **NOP** (1 cyklus). Potom jeden cyklus (smyčka) dekrementace bude trvat 1,875μs.

Nyní lze snadno vypočítat podle vzorce (22),(23), kolik cyklů je zapotřebí, abychom nastavili správné zpoždění. V našem případě bude používána šíře impulsů 60-450μs.

$$\tau_{60} = \frac{60}{1,875} = 32 \text{ cyklů} \quad (22)$$

$$\tau_{450} = \frac{450}{1,875} = 240 \text{ cyklů} \quad (23)$$

Pokud bude požadováno zpoždění 60μs, musí se příslušná proměnná **pom** nastavit na hodnotu 32, pokud bude požadováno zpoždění 450μs, potom se proměnná **pom** nastaví na hodnotu 240. Jestliže bude požadováno nastavovat širší impulsu s požadovaným krokem (např. 30μs), potom daný krok je představován 16 ckyly podle vzorce (24).

$$\tau_{\Delta} = \frac{30}{1,875} = 16 \text{ cyklů} \quad (24)$$

Ukázka smyčky zpoždění (nastavení šíře impulsu τ):

```
mov    #$80,pom ;šíře impulsu 240μs, pom=128, v hexa 80
pomocny:
        NOP
        dbnz  pom, pomocny
```

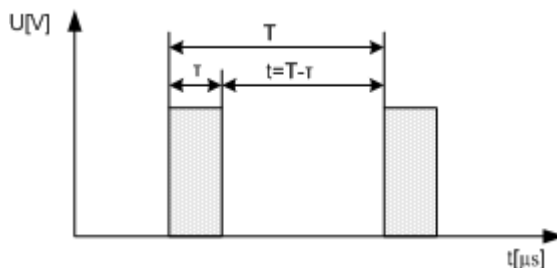
Do proměnné **pom** se uložila hodnota 128 (v hexa je to 80). Následně proběhne 1 cyklus pomocí instrukce **NOP** a poté dojde ke snížení proměnné **pom** o jedničku (pom=128-1). Pokud je výsledek nenulový, provede se skok na návěští **pomocny**: a děj se opakuje. Jestliže výsledek bude nulový, bude se pokračovat dále v programu následující instrukcí (nastavení amplitudy 0V – viz Příloha E). V tomto případě je nastavena šíře impulsu 240μs, kterou lze měnit příslušným nastavením proměnné **pom** (viz Tabulka 3).

šířka impulsu $\tau[\mu s]$	počet cyklů (nastavení proměnné <i>pom</i>)
60	32
90	48
120	64
150	80
180	96
↓	↓
450	240
Krok nastavení šíře impulsu je $\Delta 30\mu s$, k tomu odpovídá krok $\Delta 16$ cyklů pro nastavení proměnné pom .	

Tabulka 3 Počet cyklů pro nastavení požadované šířky impulsu

9.3 Nastavení periody impulsů

Nastavení periody opakování impulsů je řešeno podobně jako nastavení šíře impulsů. Avšak pro nastavení požadované periody musí být použito více operandů (např. pom+1, pom+2,...), které jsou zapsány za sebou v jedné smyčce.



Obr. 39 Popis průběhu impulsů pro nastavení frekvence

Pro zajištění opakovací periody musí být zpoždění rovno době t . Tato doba je rovna rozdílu opakovací periody a době trvání stimulačního impulsu (Obr. 39). Pro zajištění frekvence např. 50Hz a šíře impulsu 120μs (viz Obr. 44) bude doba t vypočítána podle vztahu (25).

$$t = T - \tau = \frac{1}{f} - \tau = \frac{1}{50} - (120 \cdot 10^{-6}) = 0,01988s = 19880\mu s \quad (25)$$

Instrukce pro dekrementaci (**dbnz**) je používána dvakrát, tudíž jeden cyklus (smyčka) dekrementace trvá 10 cyklů. Pro rozšíření doby jsou použity ještě čtyři instrukce **NOP**. Nyní jeden cyklus (smyčka) dekrementace trvá 14 cyklů (4,375μs). Pro zajištění doby t je potom zapotřebí počet cyklů, které se vypočítají podle vztahu (26).

$$\text{počet_cyklů} = \frac{t}{4,375} = \frac{19880}{4,375} = 4544 \text{ cyklů} \quad (26)$$

Jelikož do proměnné (operandu) lze uložit hodnotu maximálně 256, musíme použít dvě proměnné (pom+1, pom+2). Pokud tyto operandy jsou zapsané do jedné smyčky, potom se jejich obsahy násobí. Z toho plyne, že jeden operand se nastaví na hodnotu 256 (pom+1=255, jde to od 0) a druhý se nastaví podle vztahu (27).

$$\text{pom} + 2 = \frac{4544}{256} = 17,75 \approx 18 \quad (27)$$

Ukázka smyčky zpoždění (nastavení frekvence 50Hz):

```
mov    #$FF,pom+1    ; pom+1=255, v hexa FF
mov    #$12,pom+2    ; pom+2=18, v hexa 12
```

pomocny:

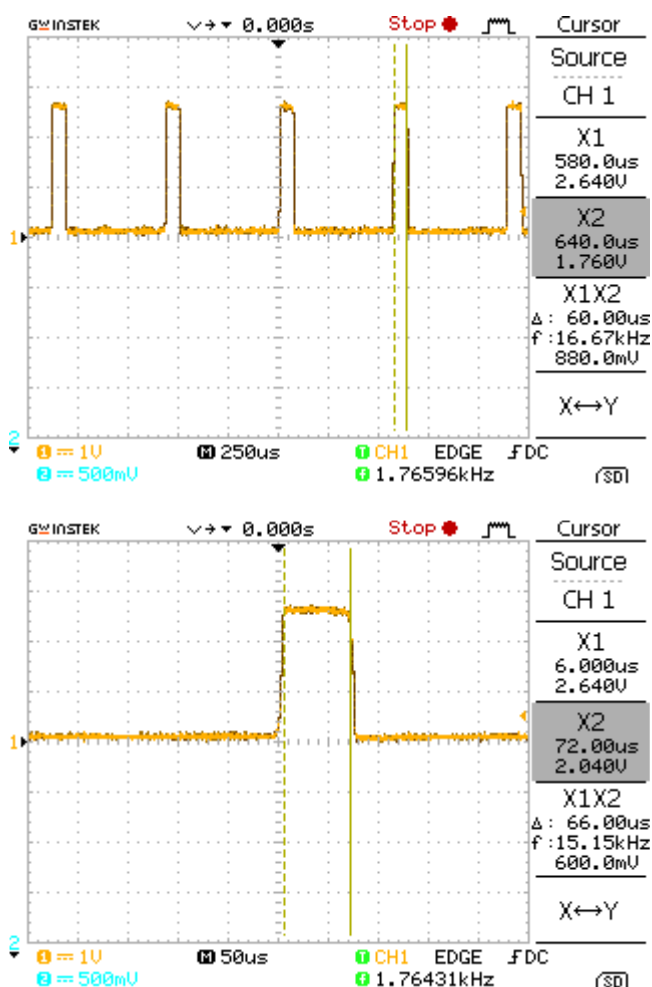
```
NOP
NOP
NOP
NOP
dbnz   pom+2,pomocny
dbnz   pom+1,pomocny
```

V tomto případě (pro impuls $120\mu\text{s}$) je opakovací frekvence nastavena na 50Hz. Změna frekvence se nastaví změnou příslušných operandů.

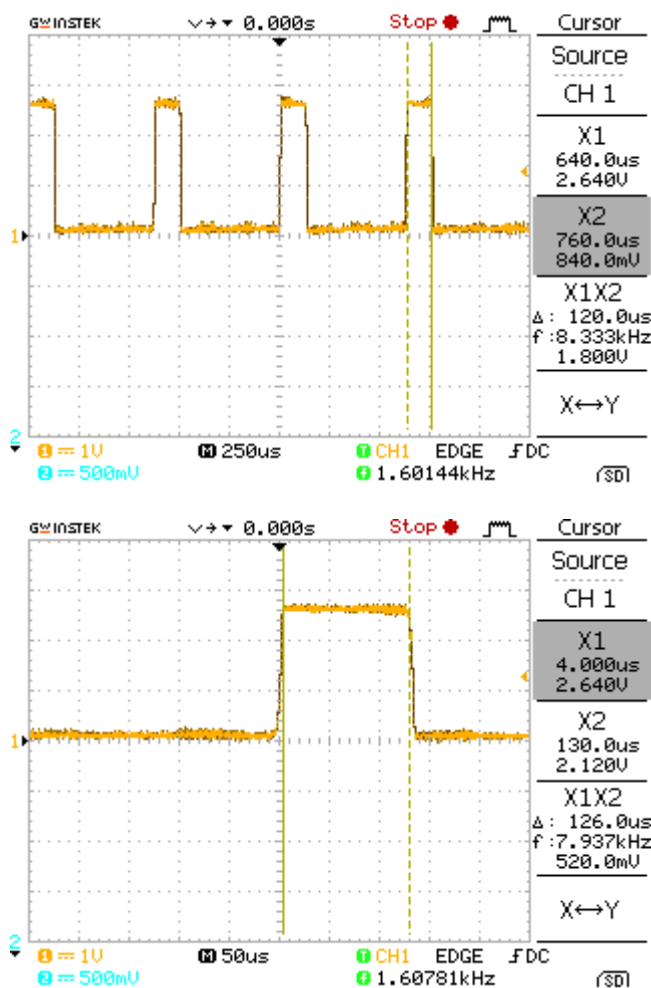
Celkový napsaný program pro mikrokontrolér je uveden v Příloze E. Program byl odladen a otestován.

Ukázka naprogramovaných stimulačních průběhů z generátoru:

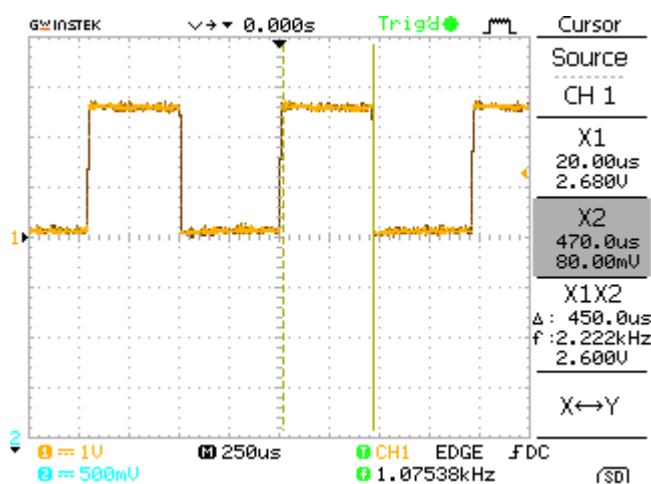
Po naprogramování daných stimulačních parametrů (šířka impulsu, frekvence) se pomocí osciloskopu dané hodnoty ověřovaly. Na příslušných obrázcích jsou zobrazeny stimulační impulsy s různými parametry. Pro názornost jsou uvedeny různé příklady nastavení šíře impulsu a různé frekvence.



Obr. 40 Ukázka stimulačních impulsů – šíře impulsu $60\mu\text{s}$

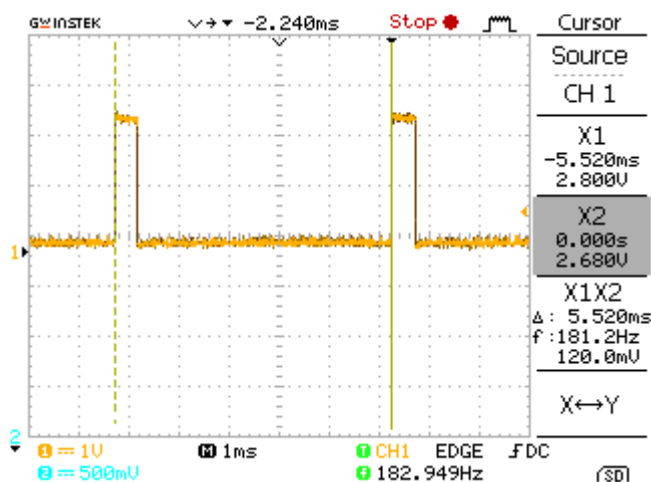


Obr. 41 Ukázka stimulačních impulsů – šíře impulsu 120μs

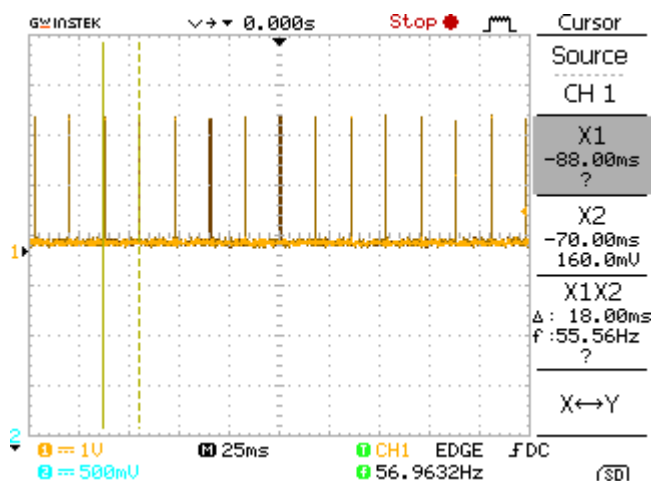
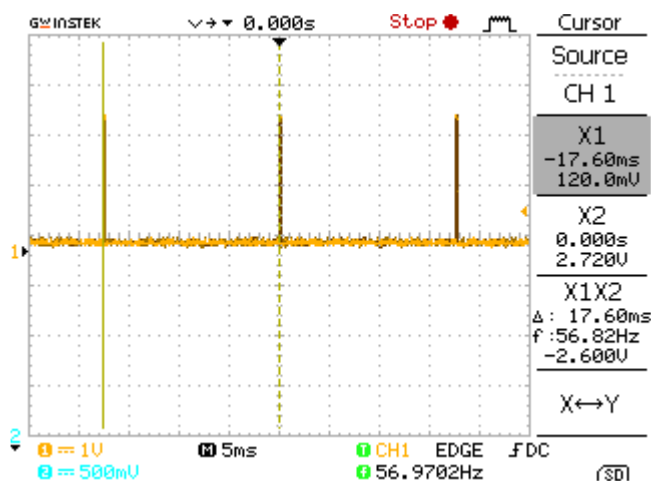


Obr. 42 Ukázka stimulačních impulsů – šíře impulsu 450μs

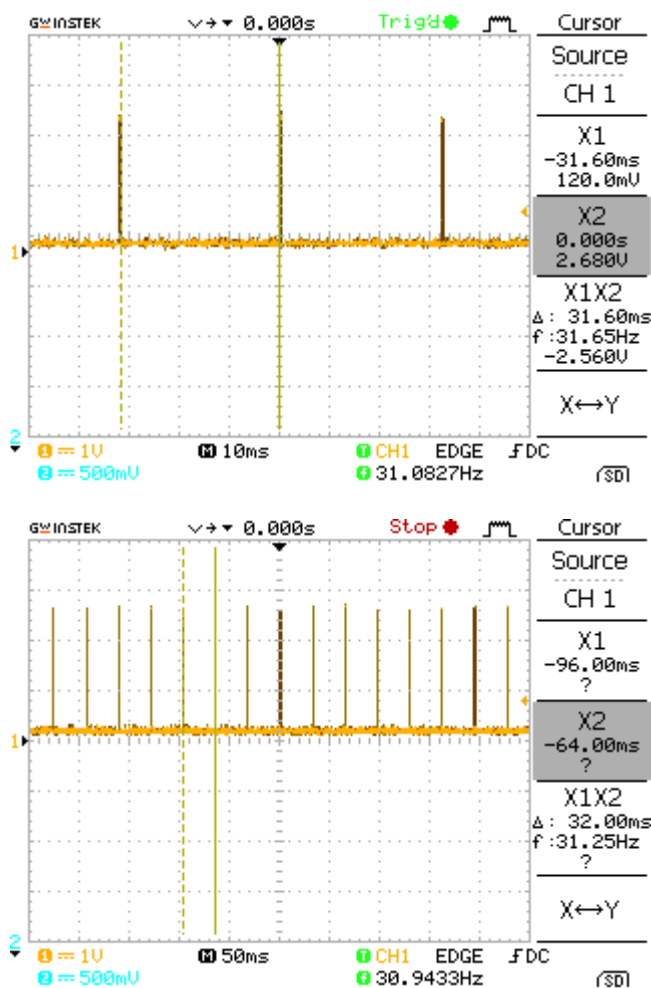
Na obrázcích 40, 41 a 42 jsou zobrazeny stimulační impulsy bez námi nastavené frekvence, aby bylo zřetelné, jak daný stimulační impuls vypadá. Zobrazeny jsou impulsy s šířkou 60, 120 a 450μs. Amplituda všech stimulačních impulsů je nastavena na 2,5V.



Obr. 43 Ukázka stimulačních impulsů s nastavenou frekvencí – šíře impulsu $450\mu\text{s}$, frekvence nastavena na 150Hz



Obr. 44 Ukázka stimulačních impulsů s nastavenou frekvencí – šíře impulsu $120\mu\text{s}$, frekvence nastavena na 50Hz



Obr. 45 Ukázka stimulačních impulsů s nastavenou frekvencí – šíře impulsu $240\mu\text{s}$, frekvence nastavena na 20Hz

Na obrázcích 43, 44 a 45 jsou různé stimulační impulsy s různou nastavenou frekvencí. Změřená frekvence se může lišit od nastavené. Je to z důvodu nepřesnosti vnitřního generátoru hodin MCU a také nepřesným nastavením počtu cyklů (nelze nastavit desetinná čísla). Tato nepřesnost nám tolik nevadí, protože nalezení vhodných parametrů je výsledkem subjektivního vnímání pacienta.

10 Závěr

V tomto projektu jsme se zabývali potlačením chronické bolesti pomocí neuromodulace. Na úvod je zde vysvětlen vznik, vedení bolesti a princip neuromodulace. Je to metoda pro léčbu chronické bolesti (i jiných problémů), která se využívá jako poslední možný způsob léčby. Výběr pacienta musí být velmi zvažován, protože tyto metody jsou velmi drahé, ceny jdou do statisíců. Výhodou této metody je snížení používání léků.

Jako léčba pomocí neuromodulace se využívají dvě techniky, a to aplikace léků nebo aplikace elektrických impulsů (neurostimulace). V této práci jsme se zaměřili na využití neurostimulace. Jsou zde v krátkosti popsány přístroje, které se využívají pro tuto techniku, jako například implantabilní generátory IPG, elektrody a programátory. Tyto přístroje se používají již pro implantovaný systém, který je voperován do pacienta. V našem případě jsme se zabývali externím generátorem, který se využívá právě před danou implantací. Protože každému pacientovi vyhovují jiné stimulační hodnoty pro neurostimulaci (amplituda, frekvence, šíře impulsu), musí se pečlivě vybírat. K tomu nám slouží takzvaný zkušební období (trial systém), kde se právě využívá náš externí generátor. Ten má v sobě nahraný určitý stimulační programy, který si zkouší v daném období sám pacient. Posléze se nejlepší program nahraje do IPG.

V další části jsme se zaměřili na základní požadavky externího generátoru. Z těchto požadavků jsme potom vycházeli při návrhu blokového schématu. Z požadavků vyplývá, že generátor musí mít jednoduché ovládání, bateriové napájení, indikaci nízkého napětí a musí být bezpečný pro pacienta.

Podle těchto požadavků byl celkově navrhnut daný externí generátor pro neuromodulaci. Jedná se o jednoduchý generátor, který obsahuje dva stimulační programy s různými parametry. Základní částí generátoru je mikrokontrolér Motorola HC08, který generuje stimulační impulsy. Pro volbu daného programu poslouží příslušné tlačítko a navolený program se indikuje příslušnou LED. Pro nahrávání nových stimulačních programů (změna parametrů) slouží sériový port RS232. Tak lze generátor připojit k PC a měnit samotné parametry stimulačních impulsů, což je pro pacienta zásadní. Samotný generátor je napájen bateriovým napájením, které je hlídáno indikací nízkého stavu napětí pomocí blikající LED. Úprava a nastavení impulsů je řešena elektronicky (D/A převodník). Díky tomu se vyhneme možným problémům, které by mohly vést při mechanickém nastavování. Samotný návrh generátoru nezůstal pouze u teoretické části, ale byl vyroben a prakticky ověřen funkční vzorek.

Literatura

- [1] Houdek, M. a kol.: Neuromodulace. Praha: Grada Publishing, 2007
- [2] Neuromodulační léčba chronické bolesti, Autor: MUDr. Jan Lejčko
- [3] Bolest a základy její léčby [online]. Internetové stránky Lékařské fakulty Univerzity Karlovy. Poslední aktualizace 2010 [citováno 5.3.2010]. Dostupné na [URL:< http://old.lf3.cuni.cz/studium/materialy/anesteziologie/Skripta_AR_cast_7.pdf](http://old.lf3.cuni.cz/studium/materialy/anesteziologie/Skripta_AR_cast_7.pdf)
- [4] Neuromodulace v léčbě chronické bolesti, Autor: Lenka Gavendová, Irena Kulhánková [online]. Internetové stránky Zdn.cz. Poslední aktualizace 2010 [citováno 5.3.2010]. Dostupné na [URL:< http://www.zdn.cz/clanek/sestra/neuromodulace-v-lecbe-chronicke-bolesti-276196](http://www.zdn.cz/clanek/sestra/neuromodulace-v-lecbe-chronicke-bolesti-276196)
- [5] Zdeněk Adam, Pavel Ševčík, Jiří Vorlíček, Martin Mistřík a kolektiv: Kostní nádorová bolest. Grada Publishing a.s., 2005
- [6] Možnosti léčby neuropatických bolestí neurostimulačními metodami Autor: MUDr. Ivan Vrba, MUDr. Jiří Kozák [online]. Internetové stránky Zdravcentra.cz. Poslední aktualizace 2010 [citováno 15.3.2010]. Dostupné na [URL:< http://www.zdravcentra.cz/cps/rde/xbcr/zc/NEU_05_05.pdf](http://www.zdravcentra.cz/cps/rde/xbcr/zc/NEU_05_05.pdf)
- [7] Co je bolest? [online]. Internetové stránky Janssen-cilag.cz. Poslední aktualizace 2010 [citováno 10.3.2010]. Dostupné na [URL:< http://www.janssencilag.cz/disease/detail.jhtml?itemname=pain_about](http://www.janssencilag.cz/disease/detail.jhtml?itemname=pain_about)
- [8] Co je příčinou bolesti? [online]. Internetové stránky Janssen-cilag.cz. Poslední aktualizace 2010 [citováno 10.3.2010]. Dostupné na [URL:< http://www.janssen-cilag.cz/bgdisplay.jhtml?itemname=pain_causes](http://www.janssen-cilag.cz/bgdisplay.jhtml?itemname=pain_causes)
- [9] Neuropatická bolest [online]. Internetové stránky Pfizer.cz. Poslední aktualizace 2010 [citováno 10.3.2010]. Dostupné na [URL:< http://www.pfizer.cz/showdoc.do?docid=299](http://www.pfizer.cz/showdoc.do?docid=299)
- [10] O neuromodulacích, Autor: doc. MUDr. Richard Fiala, CSc. [online]. Internetové stránky Zdravcentra.cz. Poslední aktualizace 2010 [citováno 15.3.2010]. Dostupné na [URL:< http://www.zdravcentra.cz/cps/rde/xbcr/zc/1205.pdf](http://www.zdravcentra.cz/cps/rde/xbcr/zc/1205.pdf)
- [11] Elektrická stimulace v léčbě bolesti, Autor: Richard Rokyta [online]. Internetové stránky Akademie věd české republiky. Poslední aktualizace 2010 [citováno 15.3.2010]. Dostupné na [URL:< http://press.avcr.cz/UserFiles/file/bolest/Elektricka_%20stimulace_%20vlecbe_%200bolesti.pdf](http://press.avcr.cz/UserFiles/file/bolest/Elektricka_%20stimulace_%20vlecbe_%200bolesti.pdf)
- [12] Neuromodulace v léčbě chronické bolesti, Autor: MUDr. Jiří Kozák [online]. Internetové stránky Sanquis.cz. Poslední aktualizace 2010 [citováno 10.3.2010]. Dostupné na [URL:< http://www.sanquis.cz/index.php?linkID=art341](http://www.sanquis.cz/index.php?linkID=art341)

- [13] Medtronic, Inc [online]. Internetové stránky firmy Medtronic. Poslední aktualizace 2010 [citováno 10.3.2010]. Dostupné na [URL:< http://www.medtronic.com](http://www.medtronic.com)
- [14] Míšní stimulace a možnosti jejího využití
Autor: MUDr. Ivana Rešková, doc.MUDr. Michal Houdek, CSc. [online].
Internetové stránky Solen.cz. Poslední aktualizace 2010 [citováno 15.3.2010].
Dostupné na [URL:< http://www.solen.cz/pdfs/neu/2004/02/04.pdf](http://www.solen.cz/pdfs/neu/2004/02/04.pdf)
- [15] Obr.10 – Umístění IPG (implantabilního generátoru)
Dostupné na [URL:< http://www.rsdfoundation.org/images/ipg.gif](http://www.rsdfoundation.org/images/ipg.gif)
- [16] Neuropatická bolest horních končetin a neurostimulace
Autor: MUDr. Jiří Kozák, MUDr. Ivan Vrba, Lenka Gavendová [online].
Internetové stránky Tigis.cz. Poslední aktualizace 2010 [citováno 15.3.2010].
Dostupné na [URL:< http://www.tigis.cz/bolest/Bolest_1_06/WEB/PDF%20web/09_kozak_web.pdf](http://www.tigis.cz/bolest/Bolest_1_06/WEB/PDF%20web/09_kozak_web.pdf)
- [17] Nuromodulace v léčbě anginy pectoris, Autor: MUDr. Marek Richter [online].
Internetové stránky Zdravcentra.cz. Poslední aktualizace 2010 [citováno 15.3.2010]. Dostupné na [URL:< http://www.zdravcentra.cz/cps/rde/xbcr/zc/566.pdf](http://www.zdravcentra.cz/cps/rde/xbcr/zc/566.pdf)
- [18] Hluboká mozková stimulace, Autor: Karel Schmidt [online]. Internetové stránky Zivotni-energie.cz. Poslední aktualizace 2010 [citováno 15.3.2010].
Dostupné na [URL:< http://zivotni-energie.cz/hluboka-mozkova-stimulace-a-parkinsonova-nemoc.html](http://zivotni-energie.cz/hluboka-mozkova-stimulace-a-parkinsonova-nemoc.html)
- [19] Periferní nervová stimulace, Autor: MUDr. Ivan Vrba [online]. Internetové stránky Tigis.cz. Poslední aktualizace 2010 [citováno 15.3.2010].
Dostupné na [URL:< http://www.tigis.cz/bolest/bol104/06.htm](http://www.tigis.cz/bolest/bol104/06.htm)
- [20] Informace o baterii Eneloop, Eneloop [online]. Internetové stránky Eneloop.cz. Poslední aktualizace 2011 [citováno 10.3.2011].
Dostupné na [URL:< http://www.eneloop.info/home/performance-details.html](http://www.eneloop.info/home/performance-details.html)
- [21] Datasheet Sanyo Eneloop, Eneloop
Dostupné na [URL:<http://www.eneloop.info/fileadmin/EDITORS/ENELOOP/DATA_SHEETS/HR-3UTGA_data_sheet.pdf](http://www.eneloop.info/fileadmin/EDITORS/ENELOOP/DATA_SHEETS/HR-3UTGA_data_sheet.pdf)
- [22] Datasheet DC/DC converter LT1111CN8, Linear Technology
Dostupné na [URL:< http://www.gme.cz/_dokumentace/dokumenty/332/332-018/dsh.332-018.1.pdf](http://www.gme.cz/_dokumentace/dokumenty/332/332-018/dsh.332-018.1.pdf)
- [23] Datasheet IC7660, Intersil
Dostupné na [URL:< http://www.gme.cz/_dokumentace/dokumenty/332/332-133/dsh.332-133.1.pdf](http://www.gme.cz/_dokumentace/dokumenty/332/332-133/dsh.332-133.1.pdf)
- [24] Datasheet časovače TS555, STMicroelectronics
Dostupné na [URL:< http://www.gme.cz/_dokumentace/dokumenty/312/312-007/dsh.312-007.1.pdf](http://www.gme.cz/_dokumentace/dokumenty/312/312-007/dsh.312-007.1.pdf)

- [25] Váňa Vladimír: Začínáme s mikrokontroléry HC08 NITRON, BEN – technická literatura, Praha 2003
- [26] Datasheet mikrokontroléru 68HC908QY4, Motorola, Freescale
Dostupné na [URL:< http://www.datasheetcatalog.org/datasheet2/c/0hj80eu1i7g560es0epefahh7py.pdf](http://www.datasheetcatalog.org/datasheet2/c/0hj80eu1i7g560es0epefahh7py.pdf)
- [27] Vývojový kit JANUS, konstrukční manuál [online]. Internetové stránky Hw.cz. Poslední aktualizace 2011 [citováno 12.3.2011].
Dostupné na [URL:< http://hw.cz/Produkty/Nove-soucastky/ART1330-NITRON-jak-na-nej.html](http://hw.cz/Produkty/Nove-soucastky/ART1330-NITRON-jak-na-nej.html)
- [28] Datasheet obvodu MAX232, Texas Instruments
Dostupné na [URL:< http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/max232.pdf](http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/max232.pdf)
- [29] Datasheet obvodu 74HC04N, Philips Semiconductor
Dostupné na [URL:< http://www.gme.cz/_dokumentace/dokumenty/425/425-004/dsh.425-004.1.pdf](http://www.gme.cz/_dokumentace/dokumenty/425/425-004/dsh.425-004.1.pdf)
- [30] Datasheet obvodu D/A převodníku TLC7528, Texas Instruments
Dostupné na [URL:< http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/texasinstruments/tlc7528.pdf](http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/texasinstruments/tlc7528.pdf)
- [31] Datasheet obvodu LM336-2,5V, Fairchild Semiconductor
Dostupné na [URL:< http://www.gme.cz/_dokumentace/dokumenty/330/330-038/dsh.330-038.1.pdf](http://www.gme.cz/_dokumentace/dokumenty/330/330-038/dsh.330-038.1.pdf)

Seznam symbolů, veličin a zkratk

D/A	Digital to analog converter – číslicově analogový převodník
MCU	Micro Controller Unit – mikrokontrolér
NiMH	Nickel-Methal-Hidride – niklometalhydridové akumulátory
IPG	Implantabilní generátor
T	Perioda signálu
τ	Šíře impulsu
DC/DC	Měnič (zvyšující, snižující) stejnosměrného signálu
OZ	Operační zesilovač
U_{amp}	Velikost napětí amplitudy signálu
DAC	Digitálně analogový převodník – systém R-2R
JP	Jumper (propojka)

Seznam příloh

Příloha A – Celkové schéma zapojení externího pulzního generátoru pro neuromodulaci

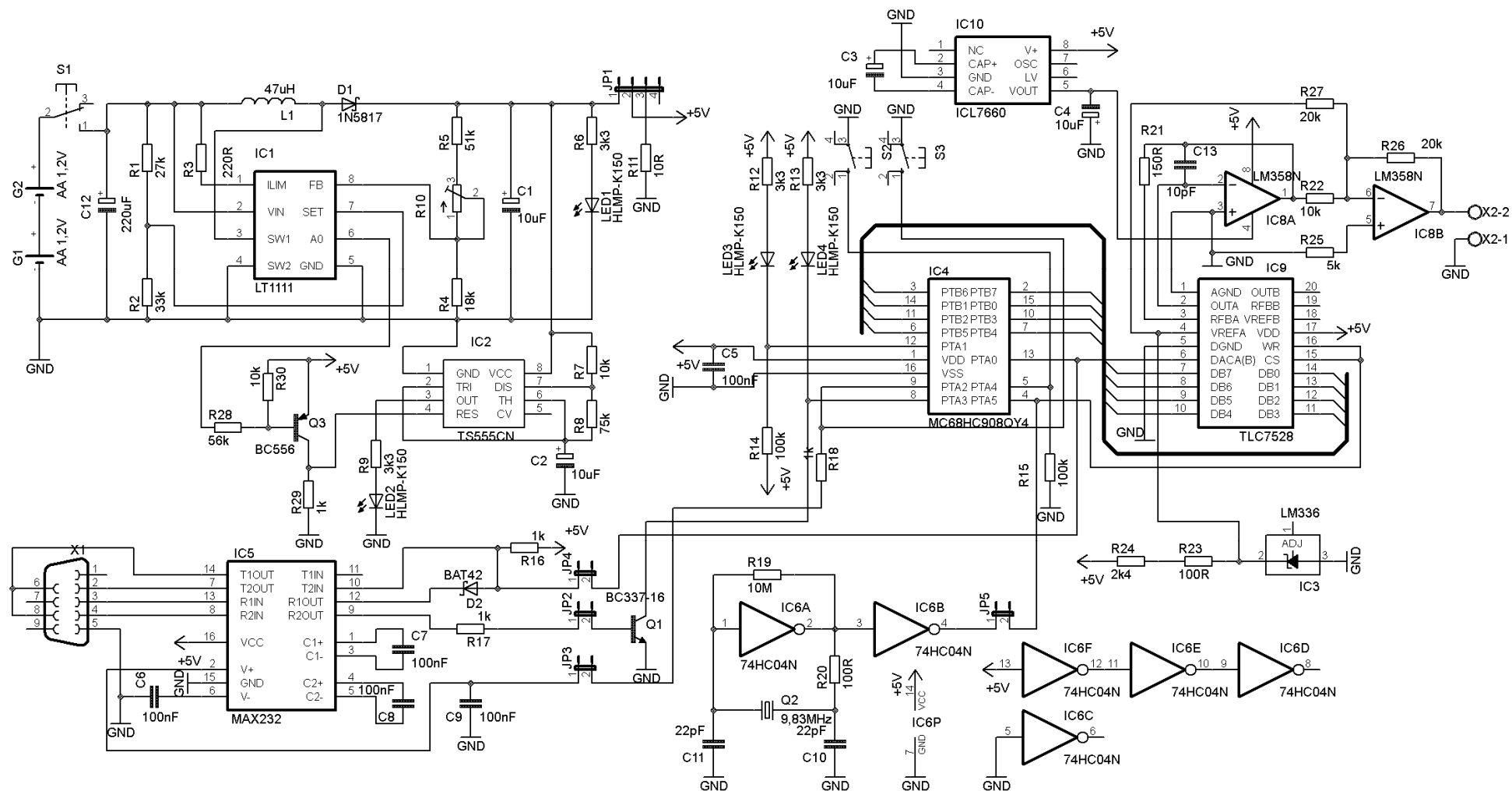
Příloha B – Návrh desky plošného spoje, vrchní (TOP) strana a spodní (BOTTOM) strana

Příloha C – Osazení a rozmístění součástek na desce

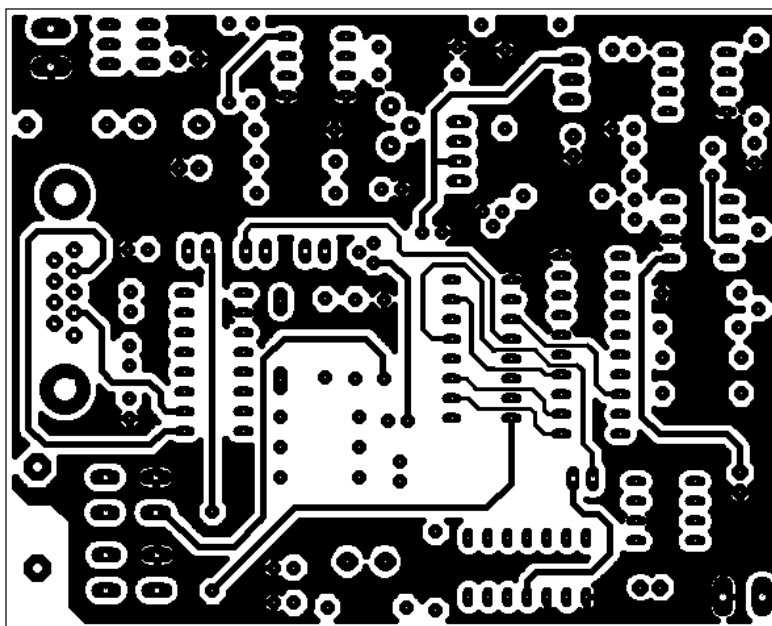
Příloha D – Soupis použitých součástek

Příloha E – Program (zdrojový kód) pro MCU

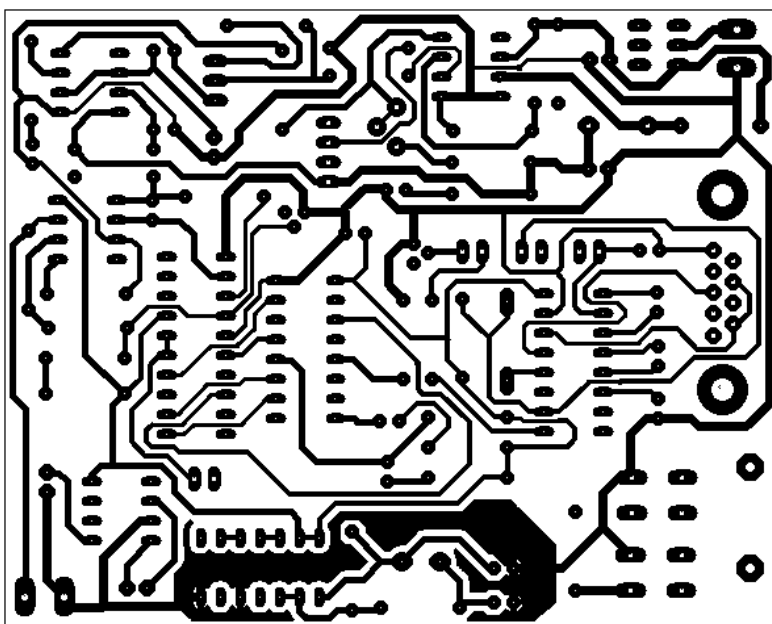
Příloha A – Schéma zapojení externího pulzního generátoru pro neuromodulaci



Příloha B – Návrh desky plošného spoje

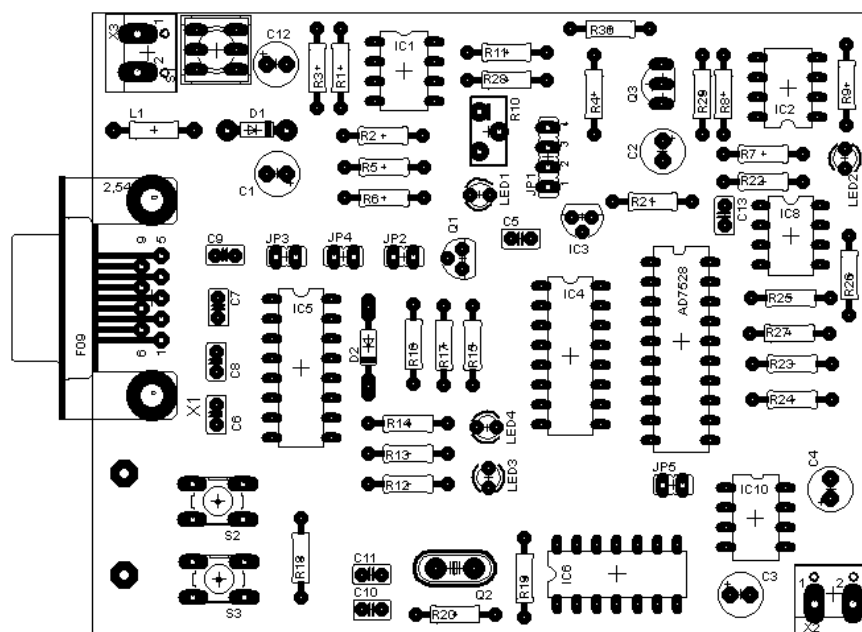


Vrchní (TOP) strana plošného spoje, rozměr 10 x 8cm

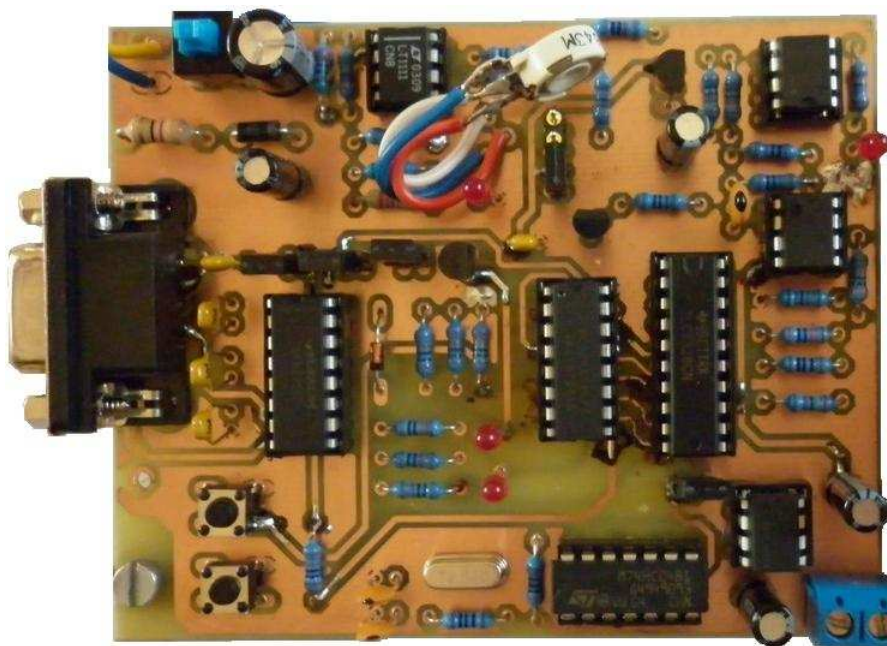


Spodní (BOTTOM) strana plošného spoje, rozměr 10 x 8cm

Příloha C – Osazení a rozmístění součástek na desce



Rozmístění součástek na desce



Ukázka osazení součástek na hotovém vzorku

Příloha D – Soupis použitých součástek

Označení	Hodnota	Typ součástky
C1	10uF	E10M/35V, elektrolytický
C2	10uF	E10M/35V, elektrolytický
C3	10uF	E10M/35V, elektrolytický
C4	10uF	E10M/35V, elektrolytický
C5	100nF	CK 100N/50V, keramický
C6	100nF	CK 100N/50V, keramický
C7	100nF	CK 100N/50V, keramický
C8	100nF	CK 100N/50V, keramický
C9	100nF	CK 100N/50V, keramický
C10	22pF	CKS 22P/50V, keramický
C11	22pF	CKS 22P/50V, keramický
C12	220uF	E220M/16V, elektrolytický
C13	10pF	CKS 10P/50V, keramický
D1	---	1N5818, Schottkyho dioda, 30V/1A
D2	---	BAT42, Schottkyho dioda, 30/0,2A
IC1	---	LT1111CN8, DC/DC měnič
IC2	---	TS555CN, časovač
IC3	---	LM336Z-2,5V, napěťová reference
IC4	---	MC68HC908QY4, mikrokontrolér (MCU)
IC5	---	MAX232CPE, rozhraní pro RS232 sběrnice
IC6	---	74HC04, CMOS 6 x invertor
IC8	---	LM358, 2 x nízkopříkonový OZ
IC9	---	TLC7528CN, 8-bitový D/A převodník
IC10	---	ICL7660S, DC-DC měnič
JP1	---	jumper
JP2	---	jumper
JP3	---	jumper
JP4	---	jumper
JP5	---	jumper
L1	47uH	tlumivka axiální
LED1	---	HLMP-K150, LED dioda, 3mm, červená
LED2	---	HLMP-K150, LED dioda, 3mm, červená
LED3	---	HLMP-K150, LED dioda, 3mm, červená
LED4	---	HLMP-K150, LED dioda, 3mm, červená
Q1	---	BC337-16, bipolární NPN tranzistor
Q2	9,83MHz	QM 9,83MHz, krystal mini
Q3	---	BC556, bipolární PNP tranzistor
R1	27k	rezistor RR 27k
R2	33k	rezistor RR 33k
R3	220R	rezistor RR 220R
R4	18k	rezistor RR 18k
R5	51k	rezistor RR 51k
R6	3k3	rezistor RR 3k3
R7	10k	rezistor RR 10k
R8	75k	rezistor RR 75k
R9	3k3	rezistor RR 3k3
R10	5k	trimr 5k, stojatý, cermetový
R11	10R	rezistor RR 10R

R12	3k3	rezistor RR 3k3
R13	3k3	rezistor RR 3k3
R14	100k	rezistor RR 100k
R15	100k	rezistor RR 100k
R16	1k	rezistor RR 1k
R17	1k	rezistor RR 1k
R18	1k	rezistor RR 1k
R19	10M	rezistor RR 10M
R20	100R	rezistor RR 100R
R21	150R	rezistor RR 150R
R22	10k	rezistor RR 10k
R23	100R	rezistor RR 100R
R24	2k4	rezistor RR 2k4
R25	5k	rezistor RR 5k
R26	20k	rezistor RR 20k
R27	20k	rezistor RR 20k
R28	56k	rezistor RR 56k
R29	1k	rezistor RR 1k
R30	10k	rezistor RR 10k
S1	---	P-B170G, tlačítko s aretací
S2	---	P-B172A, mikrotlačítko
S3	---	P-B172A, mikrotlačítko
X1	---	CAN.9 Z 90, konektor pro RS232
X2	---	svorkovnice
G1	1,2V	Sanyo Eneloop AA 1,2V
G2	1,2V	Sanyo Eneloop AA 1,2V

Příloha E – Program (zdrojový kód) pro MCU (program byl odladěn a testován)

```
*****
;
;           Externi generator pro neuromodulaci
;*****
RAMStart    EQU    $0080    ;definice konstant
RomStart    EQU    $F800

$Include 'NITRON.inc'

                org        RamStart        ;program-flash,data-pamet RAM

;-promenne-----

pom ds 4    ;alokuje 4 bity v pameti pro promennou pom

                org        RomStart

;-zadani MAKER -----

$MACRO main_amplituda        ;nastavena amplituda 2.5V

                bset        0,PTB
                bset        1,PTB
                bset        2,PTB
                bset        3,PTB
                bset        4,PTB
                bset        5,PTB
                bset        6,PTB
                bset        7,PTB

$MACROEND

$MACRO main_nula                ;amplituda 0V

                bclr        0,PTB
                bclr        1,PTB
                bclr        2,PTB
                bclr        3,PTB
                bclr        4,PTB
                bclr        5,PTB
                bclr        6,PTB
                bset        7,PTB

$MACROEND

;-----zpozdeni1, nastaveni sire impulsu (program1)-----

$MACRO main_delay1                ; ZPOZDENI - napsali jsme jako makro
    mov    #$80,pom                ; nastani sire impulsu, 240us
```

```

pomocny:
    NOP
    dbnz  pom,pomocny  ; obsah promenne pom se zmensi o 1
$MACROEND

;-----zpozdeni2,nastaveni frekvence (program1)-----

$MACRO main_delay12      ;(nastaveno 20Hz)
    mov  #$FF,pom+1
    mov  #$2C,pom+2
pomocny:
    NOP
    NOP
    NOP
    NOP
    dbnz  pom+2,pomocny
    dbnz  pom+1,pomocny
$MACROEND

;-----zpozdeni3,nastaveni sire impulsu (program2)-----

$MACRO main_delay2
    mov  #$40,pom      ; nastaveni sire impulsu,120us
pomocny:
    NOP
    dbnz  pom,pomocny ; obsah promenne pom se zmensi o 1
$MACROEND

;-----zpozdeni4,nastaveni frekvence (program2)-----

$MACRO main_delay22      ;nastaveni pro ukazku impulsu
    clr  pom
pomocny:
    NOP
    dbnz  pom,pomocny
$MACROEND

;- MAIN = hlavni program -----
; vstupni bod programu je v tomto miste

Main:

; inicializace CPU
    rsp                ;FF se posle do Stack pointru
    clra               ;akumulátor A se vynuluje
    clrx               ;indexový registr X se vynuluje
    mov  #$31,CONFIG1  ;nastaveni registru CONFIG1
    mov  #0,CONFIG2    ;RST vypnuto, oscilátor zapnut

```

```

; inicializace I/O portu
    lda    #$FF          ;do A posleme FF(same jednický)
    sta    PTA           ;same jednický do PTA=PortA
    sta    PTB           ;same jednický do PTB=PortB
    mov    #$2B,DDRA     ;posle 00101011, jednický=vystup
    mov    #$FF,DDRB     ;posle 11111111, jednický=vystup
    mov    #$14,PTAPUE   ;připojení pulled-up odporu

; pocateční nastavení stavu LED diod

    bset    1,PTA        ;jednicka na bit 1->D3 nesvítí
    bset    3,PTA        ;jednicka na bit 3->D4 nesvítí
    bclr    0,PTA        ;zapisování na DACA D/A převodníku
    bclr    5,PTA        ;nastavení WR a CS D/A převodníku

;-----Hlavní smyčka-----

main_loop:                                ;nekonečná smyčka
    brclr   4,PTA,main_signal1 ;skok při stisk.tlačítka
    brclr   2,PTA,main_signal2 ;skok při stisk.tlačítka
    bra     main_loop         ;skok na main_loop

;-----Konec Hlavní smyčky-----

;-----Stimulační program 1-----

main_signal1:

    bclr    3,PTA          ;vynuluje bit 3->D4 svítí
    bset    1,PTA          ;nastaví bit 1->D3 nesvítí
    bclr    0,PTA          ;zapisování na DACA
    bclr    5,PTA          ;nastavení WR a CS D/A
    bra     main_program1   ;skok na main_program1

main_program1:                        ;Stimulační program 1

    main_amplituda         ;rozvoj makra main_amplituda
    main_delay1            ;rozvoj makra main_delay1
    main_nula              ;rozvoj makra main_nula
    main_delay12           ;rozvoj makra main_delay12

    brclr   2,PTA,main_signal2        ;skok při stisku tl.

    bra     main_program1             ;skok na main_program1

;-----Konec Stimulačního programu 1-----

```

```

;-----Stimulacni program 2-----

main_signal2:

    bset    3,PTA            ;nastavi bit 3->D4 nesviti
    bclr    1,PTA            ;vynuluje bit 4->D3 sviti
    bclr    0,PTA            ;zapisovani na DACA
    bclr    5,PTA            ;nastaveni WR a CS D/A
    bra     main_program2    ;skok na main_program2

main_program2:                ;Stimulacni program 2

    main_amplituda            ;rozvoj makra main_amplituda
    main_delay2               ;rozvoj makra main_delay2
    main_nula                 ;rozvoj makra main_nula
    main_delay22              ;rozvoj makra main_delay22

    brclr   4,PTA,main_signal1 ;skok při stisku tl.

    bra     main_program2     ;skok na main_program2

;-----Konec Stimulacniho programu 2-----

;- MAIN -----

;- RESET VECTOR -----
; misto pro vektor reset , popr. i pro vektory preruseni

    org     $FFFE            ; urceni vstupu programu, od main

    dw      main             ; FFFE - Reset Vector

;- RESET VECTOR -----

```